



FACULTAD DE CIENCIAS
DE LA SALUD
Escuela de Kinesiología

**DIFERENCIAS EN EL PATRON DE ACTIVACION MUSCULAR EN EL
PEDALEO EN POSICION TRADICIONAL Y AERODINAMICA EN
CICLISMO EN TRIATLON
POSTULANTES AL TITULO DE KINESIOLOGO PROFESIONAL**

AUTORAS: SOFIA ARAYA Y KATHERINE LONCOMIL

PROFESOR: KLGO CLAUDIO MONTEJO SOLER

SANTIAGO DE CHILE 31 DE JULIO DE 2015

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.

Dedicatoria.

Quiero dedicar este trabajo a mi familia por su apoyo y preocupación constante, especialmente a mis padres por estar presentes en esta y todas mis etapas, por el amor entregado en los momentos difíciles y por siempre creer en mí. A mis amigas que me dieron su palabra de aliento en el momento preciso. A mi perrita Maya que siempre lograba que despejara mi mente en los momentos más complicados.

A mi compañera Katherine, por su responsabilidad, compromiso, entrega, por tener las mismas ganas que yo de que esto resultara de la mejor manera, por estar siempre presente y por sobre todo aguantar mi mal humor en los momentos de mayor presión. Ya que sin ella nada de esto hubiese sido posible.

Sofía Araya

Este trabajo va dedicado a mi familia, por el apoyo incondicional y la confianza que me dieron para cumplir esta meta, en donde sin duda es el comienzo de muchas y sé que siempre podré contar con su ayuda, en especial a mi queridísimo Padre que sin su amor, y consejos no estaría en este proceso.

A mi compañera Sofía, por ser parte de este gran compromiso y asumirlo con esfuerzo, responsabilidad y dedicación, entregada cada día para cumplir con el preciado objetivo, sin embargo pasando por muchos obstáculos pero siempre unidas, puesto que sin ella esto no hubiese sido posible.

A mi pololo Jaime Sebastian, por su comprensión, amor y por escuchar en detalle lo que significaría este proyecto.

Katherine Loncomil.

Agradecimientos

Profesor Claudio Montejo: por su entrega de conocimientos y dedicación en cada momento requerido, siempre con la mejor disposición, sin importar el día ni la hora cada vez que pudo resolvió nuestras dudas, a pesar de que varias veces intentó enojarse y no lo logró. Agradecemos el gran guía que fue y el máximo interés puesto en este proyecto.

Profesor Cristian Riveros: por atender nuestras dudas en el momento solicitado y asumir este trabajo con todo el entusiasmo y sabiduría. Por entregarnos su robusta ayuda con información y conocimientos potentísimos.

Profesor Cristian Aravena: por ayudarnos a fortalecer nuestro trabajo en cada una de sus correcciones y lograr que nunca más olvidemos que la palabra músculo lleva tilde. A pesar de que nos hizo correr por Santiago, de todas formas fue un muy buen aporte para nuestro trabajo.

Gabriela Ovalle: por su talento y buena voluntad al ayudarnos con las ilustraciones del estudio.

Maximiliano Céspedes: Por guiarnos en el ámbito metodológico y darnos confianza en nuestro conocimiento cuando más lo necesitamos.

Tabla de contenido

Autorización para fines académicos:	2
Calificaciones.....	3
Dedicatoria.....	4
Agradecimientos	5
Índice de tablas e ilustraciones.....	8
Glosario.....	9
Resumen.....	10
Introducción	11
Pregunta:	11
Objetivos:	11
General:.....	11
Específicos	11
Variables:	12
Variables independientes:	12
Variables dependientes:	12
Definición conceptual de las variables:	12
Definición operacional de las variables:	12
Marco metodológico.....	13
Tipo de estudio:.....	13
Justificación	13
Material y método:	14
Participantes:.....	14
Recolección de datos:.....	14
Análisis de datos:	15
Análisis estadístico	15
Muestra	16
Marco teórico.....	17
Triatlón.....	17
Biomecánica del ciclismo	21
Análisis biomecánico en ciclismo	27
Cinética del pedaleo	28
Técnica de pedaleo.....	29
Factores que afectan en la eficacia de la fuerza del pedal.....	30
Activación muscular	34
Tipos de Activación Muscular	36
Electromiografía	37
Aplicaciones de la EMGS	37
Metodología de Electromiografía de superficie.....	38
Durante el ciclismo	42

Electromiografía en ciclismo.	44
Resultados.	46
Discusión.	50
Conclusiones.	53
Bibliografía.	54

Índice de tablas e ilustraciones

Tabla 1: características de los participantes del estudio.....	16
Tabla 2 patrones de activación de los principales grupos musculares durante el pedaleo (adaptado por Ryan y Gregor 1992).....	45
Tabla 3: comportamiento de la activación muscular (onset) promedio en posición tradicional y aerodinámica.	46
Tabla 4: comportamiento de la activación muscular (peack) promedio en posición tradicional a aerodinámica.	46
Tabla 5: comportamiento de la activación muscular (offset) promedio en posición tradicional y aerodinámica.	47
Ilustración 1: Ilustración 1: esquema de activación muscular promedio de los ciclo de la manivela en posición tradicional.....	46
Ilustración 2: esquema de activación muscular promedio de los ciclo de la manivela en posición aerodinámica.....	47

Glosario.

- Biomecánica: estudio de las leyes de la mecánica aplicada a los seres vivos.
- Cinemática: estudio de las características del movimiento, sin tomar en cuenta la causas de este.
- Cinemática angular: estudio 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: movimiento angular de la manivela en un ciclo de pedaleo.
- EMD: método de descomposición empírica de señales.
- Lucas Kanade: plantilla de seguimiento de un objeto en movimiento.
- Tracking: seguimiento para realizar un análisis cinemática.
- Transformada de Hilbert-Huang: herramienta de descomposición final de una señal.

Abreviaciones.

- RPM: revoluciones por minuto.
- EMG: electromiografía.
- EMD: modo de descomposición empírico.
- THH: transformada de Hilbert-Huang.

Resumen

El triatlón es un deporte de resistencia que incluye 3 disciplinas dentro de la competencia, el nado, el ciclismo y la carrera, en donde el ciclismo es la más extensa, por lo que ha sido foco de varios estudios. Sin embargo, ha sido poco investigado el patrón de activación que ocurre durante el ciclismo y la diferencia que existe durante el cambio de posición tradicional a aerodinámica.

Es por esto, que el presente estudio tiene como objetivo conocer posibles diferencia en el patrón de activación muscular, inicio (onset), máximo (peak) y apagado (offset) del glúteo mayor, vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, semitendinoso, tibial anterior, gastrocnemio lateral y gastrocnemio medial al pedalear en la posición tradicional y aerodinámica.

Este estudio fue de tipo cuantitativo con un alcance descriptivo con fines comparativos.

De esta investigación participaron 10 triatletas hombres y mujeres con por lo menos 5 años de experiencia en competencia y sin lesiones asociadas. Asistieron con sus respectivas bicicletas. A través de electromiografía de superficie, se evaluó la activación muscular en ocho músculos involucrados durante el pedaleo, en posición tradicional y aerodinámica, durante 7 ciclos cada posición, a una de cadencia de 90 revoluciones por minuto (rpm) y a su potencia umbral.

Como resultado, no se encontró una diferencia significativa en el patrón de activación muscular durante el cambio de posición tradicional a aerodinámica, lo que podría formar parte de un mecanismo de adaptación que presentan los deportistas para lograr mantener un rendimiento durante la competencia.

Introducción

El triatlón es un deporte que surge en el siglo XX, afines de los años 1970 y como deporte Olímpico fue aceptado en Sydney en el año 2000.

No obstante, es un deporte que abarca tres disciplinas: natación, ciclismo y carrera. Sin embargo, el ciclismo es el área que tiene mayor kilometraje durante la carrera, por ende, es importante conocer en este estudio cuál es la diferencia de activación muscular entre posición tradicional y posición aerodinámica en los diferentes ciclistas de triatlón para determinar la posición que genera un menor gasto metabólico durante la competencia, ya que este cambio produce modificaciones en los patrones de activación muscular entre una y otra posición.

Por lo tanto para lograr este objetivo, la diferencia de activación muscular va a ser registrada a través de la electromiografía de superficie, la cual comprende una exploración física de la integridad del sistema motor, por medio de electrodos que se ubican sobre la superficie de la piel del músculo que será evaluado. Es decir, se va a transmitir una señal eléctrica del musculo cuando el cuerpo está en movimiento y también cuando se requiere un esfuerzo muscular de características posturales.

La posición de los electrodos serán colocados según el protocolo SENIAM, que va a constar durante esta investigación de 8 canales para evaluar: glúteo mayor, vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral, semitendinoso, tibial anterior, gastrocnemio medial y gastrocnemio lateral.

Es decir, el estudio dará a conocer por medio de la electromiografía de superficie los instantes y periodos en los que se produce la activación de los diferentes músculos, acompañado del análisis del software MATLAB para generar la comparación de ambas posiciones durante la carrera del ciclismo en triatlón.

Pregunta:

¿Cuál es la diferencia en el patrón de activación muscular que presentan los ciclistas de triatlón en la posición aerodinámica y tradicional?

Objetivos:

General:

Comparar los patrones de activación muscular entre la posición tradicional y aerodinámica en ciclismo en triatletas.

Específicos

- Identificar el inicio, el máximo y el final de la activación muscular de los 8 músculos en estudio en la posición tradicional en ciclismo en triatletas.

- Identificar el inicio, el máximo y el final de la activación muscular de los 8 músculos en estudio en la posición aerodinámica en ciclismo en triatletas

Variables:

Variables independientes:

- Posición tradicional en ciclismo en triatlón.
- Posición aerodinámica en ciclismo en triatlón.

Variables dependientes:

- Inicio, máximo y final de la activación muscular de glúteo mayor, vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral, semitendinoso, tibial anterior, gastrocnemio medial y gastrocnemio lateral.

Definición conceptual de las variables:

- Posición tradicional en ciclismo en triatlón: es aquella en donde el deportista tiene una flexión de tronco con apoyo de las manos en la parte superior del manillar
- Posición aerodinámica en ciclismo en triatlón: es aquella donde el deportista adopta una mayor flexión de tronco con apoyo de antebrazo en el manillar.
- Activación muscular: se refiere al momento en que cada músculo comienza su contracción o la detiene en sincronía con los demás músculos.

Definición operacional de las variables:

La medición de la activación muscular en las dos posiciones a evaluar del ciclismo en triatlón se realizara a través de electromiografía de superficie, utilizando 8 canales diferentes para evaluar 8 músculos diferentes ubicados según SENIAM. La información recogida de la electromiografía será procesada en el software Matlab obteniendo gráficos de dicha activación en las 2 posiciones evaluadas, pudiendo compararlas.

Marco metodológico.

Tipo de estudio:

El estudio es de tipo cuantitativo ya que se realizaron mediciones numéricas y objetivas, con diseño no exploratorio al no utilizar un grupo control, de corte transversal porque las variables serán medidas en un tiempo determinado, sin tomar en cuenta causa-efecto, el enfoque será descriptivo ya que busca caracterizar un fenómeno a través de la recopilación de información, que durante el estudio adquirió características comparativas, ya que la variable dependiente fue evaluada en dos situaciones diferentes en el mismo sujeto, para luego ser comparadas.

Justificación

El ciclismo en triatlón es la carrera más interesante de estudiar ya que presenta la mayor distancia y está entre las otras 2 competencias, por lo que el rendimiento en esta etapa condicionará el rendimiento final. Puesto que el deportista adopta dos posiciones durante la carrera, tradicional y aerodinámica en donde influyen diferentes factores externos como la distancia recorrida, el ambiente, la resistencia del viento, entre otros (Sam SX Wu, Jeremiah J Peiffer, (2014). Es por esto comúnmente los atletas adoptan la posición aerodinámica, que disminuye la resistencia del viento, sin embargo a través del tiempo se pudo constatar que esta posición genera mayor activación muscular (Calwell et al., 1994). Aun así esta afirmación fue estudiada por Hug 2009 en bicicletas ergométricas, lo que no estaría relacionado con el ciclismo en el triatlón, sin considerar características propias del ambiente competitivo. Por este motivo parece fundamental conocer si existe o no una diferencia significativa en la activación muscular al cambiar de posición tradicional a aerodinámica en bicicletas de triatlón, ya que hasta ahora la posición del cuerpo en la bicicleta ha sido poco estudiada, o solo busca adaptar la bicicleta al sujeto sin importar la posición de este (Bini R.R 20012) . Hasta la fecha solo Savelberg et al.,2003 desarrolló una comparación en la activación muscular en relación a la orientación del tronco, pero la posición aerodinámica no fue comparable a la utilizada en competencia ya que se realizó en bicicletas ergométricas. Es por esto que se considera importante para este proyecto realizar una comparación en la activación muscular producido en los cambios de posición en las propias bicicletas de los deportistas. . Por otro lado Tarrago 2009, indago acerca de las diferentes cadencias en ciclistas de ruta y triatletas, concluyendo que la cadencia optima la consiguen los ciclistas de ruta a 105 rpm y los triatletas a 90 rpm, es por esto que nuestro estudio se basó en cadencia de pedaleo de 90rpm para triatletas.

No obstante la activación muscular se evalúa por medio de la electromiografía de superficie, registrando los 8 músculos principales que actúan durante el ciclismo,

Todo esto será realizado con el objetivo de instaurar nuevos conocimientos sobre el patrón de activación muscular que ocurre en las dos posiciones adoptadas durante la competencia y de esta forma aportar elementos importantes en la generación de una metodología de entrenamiento, para que en el futuro sea beneficioso para el deportista.

Material y método:

Participantes: participaron de este estudio de manera voluntaria 10 triatletas hombres y mujeres adultos, los criterios de inclusión es que cuenten con una experiencia en competencia de 5 o más años, no presenten ninguna lesión actual y con una cadencia de 90rpm y que tengan conocimiento de su potencia umbral, calculada según la última potencia media alcanzada en una competencia.

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

Recolección de datos: La recolección de datos se realizó a través de electromiografía de superficie. El electromiógrafo fue conectado de forma independiente a la corriente, además de mantener las luces apagadas con el objetivo de evitar la aparición de ruido. Se citó a los deportistas, que asistieron con sus respectivas bicicletas, las cuales fueron ubicadas en un rodillo estacionario para realizar la medición. Sin embargo, lateral a la bicicleta a una distancia aproximada de 2 metros se ubicaron 2 focos a cada lado de una cámara GoPro Hero 3 silver que estuvo alineada con el centro del pedal, la cual obtuvo la información del crank, con la que se desarrolló posteriormente el seguimiento. La grabación de la cámara fue sincronizada con el electromiógrafo. Se ubicaron 8 electrodos en 8 músculos en el vientre muscular según SENIAM.

SENIAM es un proyecto europeo que establece un protocolo para el intercambio de información clínica, no invasiva de la actividad eléctrica muscular, los sensores utilizados son ubicados de superior a inferior y de lateral a medial en el siguiente orden: glúteo mayor, vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, semitendinoso, tibial anterior, gastrocnemio lateral, gastrocnemio medial. Posterior a la medición de la activación muscular en ciclismo se hicieron pruebas isométricas en cada músculo con la misma ubicación de electrodo que después fue utilizada como normalización del patrón de activación de cada sujeto.

Al inicio de la prueba se le explicó al deportista que debe pedalear a 90 rpm y alcanzar su potencia umbral, luego de esto se registraron 10 segundos en posición tradicional, se detuvo y retomo cumpliendo con las mismas características anteriores se registraron 10 segundos en posición aerodinámica. La información fue recibida en un computador a través del Software IGOR, esta información captada se guardó para luego ser analizada. Previo a la toma de la muestra, se realizó un calentamiento de 15 minutos en la cadencia más cómoda para el triatleta.

Análisis de 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 como resultado datos numéricos que fueron analizados en Matlab con las señales electromiográficas por medio del filtro EMD y la transformada de Hilbert-Huang, registrando una señal final , la cual fue normalizada con los datos obtenidos de una prueba isométrica máxima de cinco segundos de los músculos evaluados (Ericson 1988), con la que se comparó la activación muscular entre una posición y otra.

Análisis estadístico: el análisis de los datos obtenidos fue realizado a través de una prueba T student para muestras independientes a un nivel de confianza del 95%. Y el test de Shapiro Wilk para hipótesis nulas en muestras pequeñas ($n < 30$).

Muestra

La muestra fue no probabilística ya que los sujetos debían cumplir criterios de inclusión para poder participar del estudio, como tener por lo menos 5 años de experiencia en competencia, no presentar lesiones, portar su propia bicicleta, tener una cadencia de 90rpm y conocer su potencia umbral.

Los participantes fueron seleccionados según la muestra total que son 779 triatletas, tomando como referencia el Ironman de Pucón 2015, de los cuales fueron evaluados 17, en donde 10 cumplieron los requisitos para ser analizados. Estos participantes son residentes de la región metropolitana, fueron reunidos para el estudio en el laboratorio de funcionalidad de la facultad de salud de la Universidad Católica Silva Henríquez. Las características se presentan a continuación.

Sujeto	Edad (años)	Talla (metros)	Peso (kilos)	Marca de bicicleta	Cadencia media (rpm)	Potencia media (Watts)
Nº1	35	1,76	66,2	cervelo	90	250
Nº2	26	1,785	78	BMC	93	250
Nº3	25	1,81	68	specialized	90	250
Nº4	51	1,687	82,3	Argon18	95	230
Nº5	28	1,74	72	giant	85	220
Nº6	28	1,62	54	giant	83	210
Nº7	37	1,67	78	trek	90	200
Nº8	31	1,80,7	69	specialized	88	280
Nº9	25	1,71	70	specialized	90	230
Nº10	27	1,73	71		90	260

Tabla 1: características de los participantes del estudio

Marco teórico.

Triatlón.

Triatlón es un deporte de resistencias que combina tres disciplinas, natación, ciclismo y carrera, con competiciones duraderas entre 2 y 8 horas en el caso de Ironman (3,8 km de natación, 180 km ciclismo y 42 km de carrera) (Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, MacNAughton LR 2002).

El triatlón surge a fines de 1970, en aproximadamente un cuarto de siglo se convirtió en un deporte global y organizado que ha ido creciendo. En 1973 se realizó el primer Ironman en Hawai con 12 participantes, actualmente participan 1700 triatletas que para clasificar a esta competencia, debieron participar de al menos 1 de los 25 Ironman en el mundo (Lepers R. 2008). Durante los últimos 30 años la popularidad de este deporte ha aumentado, surgiendo diferentes variantes de esta carrera como, el sprint que es una carrera más corta con duración aproximada de 1 hora (0,75 km de nado, 20 km de bicicleta y 5 km de carrera) el olímpico que dura aproximadamente 2 horas (1,5 km de natación, 40 km de bicicleta y 10 km de carrera) el medio Ironman que dura aproximadamente 4 a 5 horas (1,9 km de natación, 90 km de bicicleta y 21, 1 km de carrera) y el Ironman que es la versión más larga de esta disciplina que puede durar entre 8 y 17 horas (3,8 km de natación, 180 km ciclismo y 42 km de carrera). (Laursen, Bentley DJ 2002) El triatlón normal consta de 1,5 km de natación, 40 km de bicicleta y 10 km de carrera. La cantidad de triatletas de corta y larga distancia crece en popularidad, celebrándose el primer campeonato mundial en Avignon (Francia) en 1989. En el año 2000 fue aceptada como deporte olímpico, en los juegos olímpicos de Sydney (International Triathlon Unión).

Durante la carrera para optimizar la energía se realizan distribuciones en la velocidad o en el trabajo, esto se conoce como ritmo que se relaciona con la estrategia consciente que realiza el deportista para manipular el esfuerzo, por lo que la velocidad y el trabajo pueden ser manipulados tanto de manera consciente como subconsciente. (Abbiss 2008, Foster 2004). Esta manipulación se realiza de acuerdo al feedback que se produce entre la información del medio como del comando central, para optimizar los sistemas fisiológicos y mantenerlos dentro de una homeostasis, consiguiendo con esto retrasar los efectos de la fatiga maximizando la performance (Leppers 2013,Abbiss 2008,Abbiss 2005,Lepers 2010). Estos mecanismos de regulación que ocurren durante la carrera se ven influenciados por diferentes factores, los cuales han sido estudiados en las 3 disciplinas por separado, natación (Thompson KG 2003, Skorski S 2014), ciclismo (Foster 1993, Foster 2004, Micklewright D 2010, Albertus Y 2005) y carrera (Tucker R,2006, Lambert MI 2004) en donde se identificaron diferentes factores como disponibilidad de sustratos energéticos (Laursen 2001, Rauch HG 2005, Nybo L 2004), termorregulación (Abbiss 2005, Nybo L 2004), experiencia previa (Micklewright D

2010, Gibson A 2006, Williams CA 2012), conocimiento de la duración del ejercicio (Gibson 2006, Nikolopoulos V 2001), aptitud física (Rauch HG 2005), capacidad cognitiva (Marcora SM 2009), estado de ánimo (Parry D 2011, Renfree A 2011). A pesar de esto, los estudios realizados se llevaron a cabo en condiciones de laboratorio no replicables a las demandas de la competencia real. En 2014 se realizó una revisión bibliográfica para lograr identificar realmente los factores que influyen en los mecanismos de regulación del ritmo y velocidad durante la competencia en triatlón. De este estudio surgen nuevos factores que influyen en el ritmo como la relación distancia/duración, factores ambientales, las transiciones entre una carrera y otra, la edad y el sexo. Dentro de estos factores la duración es el factor más importante que influye tanto en las estrategias de regulación conscientes como inconscientes (Lepers 2010) es decir en aquellas carreras más largas existe una mayor fatiga muscular por mayor demanda de sustratos energéticos sumado que además es inducido por el factor psicológico. A continuación se describen por separado los factores que luego de la revisión fueron considerados los más relevantes en los mecanismos de regulación del ritmo:

-Distancia: es el factor más importante tanto para la regulación consciente como inconsciente durante la carrera, además es el más influyente en la aparición de fatiga. Sin embargo dependiendo de la distancia los cambios en el ritmo ocurrirán por diferentes motivos, en distancias más cortas existirá disminución progresiva del ritmo por acumulación de metabolitos anaeróbicos, acompañada de fatiga neuromuscular por aumento de la acidez (Le Meur Y 2009, Vleck VE 2008, Abbiss CR 2006). En distancias más largas aparece fatiga por disminución de glucógeno muscular y actividad neuromuscular (Abbiss CR 2005, Millet GY 2006, Gibson A 2001). Aun así, a pesar de las diferentes demandas energéticas y las respuestas fisiológicas en las distintas distancias los deportistas tienen un inicio rápido, que se cree está dada por la alta intensidad que se requiere en la natación que es la primera etapa de la carrera, lo que a su vez genera una mejor utilización del oxígeno potenciando así el rendimiento (Aisbett B 2009, Garland SW 2005, Bailey SJ 2009). Sin embargo un inicio rápido a pesar de minimizar el tiempo para alcanzar la velocidad máxima podría influir limitando el rendimiento en las pruebas de resistencias más largas, provocado por una inadecuada distribución de los sustratos energéticos causando fatiga prematura, por lo que una utilización más conservadora de los sustratos energéticos podría generar un rendimiento general más óptimo (Thompson KG 2004, Cherry 1997), lo ideal al tener un inicio rápido sería mantener la velocidad durante la carrera a pesar de las condiciones externas, si la velocidad disminuye más de la mitad en cualquier momento de la carrera, se ve afectado el rendimiento, ya que el intento de volver a aumentar la velocidad generara un gran gasto energético, condicionando con esto la aparición de fatiga. Es por esto que

aquellos deportistas que mantienen su ritmo relativamente constante poseen mejor rendimiento, por aparición tardía de la fatiga (Fukuba 1999)

- Dinámica de la carrera- inicio en masa: la dinámica de la carrera puede afectar tanto el factores conscientes como inconscientes de regulación del ritmo, así como la capacidad de conservar y maximizar la eficiencia de la energía son cruciales para la competencia. Al iniciar la carrera los deportistas se ubican detrás de otro lo que afectara en la preservación de la energía ya que estimula tanto consiente como inconscientemente, por ejemplo en natación al seguir a otro deportista en el primer ciclo conservara energía para la segunda vuelta, además posiblemente el deportista se ubicara de otro rápido para mantener su velocidad sobre la velocidad media. Es por esto que el inicio rápido estará condicionado por el arranque grupal y la dinámica de la carrera (Le Meur Y 2009, Vleck VE 2006). En el ciclismo ocurre el mismo fenómeno que en natación, en donde el deportista se ubicara detrás de otro reduciendo su gasto energético al disminuir la resistencia aerodinámica, conservando una buena cantidad de energía, reduciendo el consumo de oxígeno, la frecuencia cardiaca y la ventilación pulmonar en comparación a otro que no va detrás de alguien (Hauswirth C 2008, Brisswalter J 2008, Hauswirth C 1999-2001), este fenómeno además está influido por la cantidad de personas que van corriendo juntas y la ubicación de estas en el grupo que se verá reflejado luego en la ubicación y distancia que alcancen en la última etapa que es la carrera. Aun así esto es dependiente del atleta que va adelante, el cual puede mantener el ritmo o maximizar su velocidad evitando ser adelantado, por lo que esta estimulación puede ser muy variable para los deportistas que lo siguen incluso puede ser diferente en las tres disciplinas, es decir pueden optar por ritmos diferentes en natación, ciclismo y carrera. Esto aún no está netamente estudiado, por lo que no está clara las estrategias individuales adoptadas por cada deportista. (Bernard T 2009, Le Meur Y 20019-2011, Vleck VE 2009)

-Factores ambientales: los factores ambientales como las corrientes de agua, condiciones de viento, topografía, calor ambiental y humedad afectan el poder mantener un ritmo durante la carrera, incluso muchas veces deben realizar potencias de salida mayores para alcanzar velocidades medias en las próximas etapas de la carrera. Sin embargo también se encontró arrancas regulares en corredores profesionales a pesar de las fluctuaciones en el viento. El calor y la humedad pueden tener mayor influencia que los otros factores climáticos, principalmente en el rendimiento, ya que las estrategias de estimulación en diferentes temperaturas fueron muy similares (Peiffer JJ, Abbiss CR 2011)

-transición: uno de los desafíos del triatlón son las transiciones entre nado y ciclismo y entre ciclismo y carrera, lo que puede afectar negativamente al estrés y el rendimiento. Se hicieron estudios donde primero se realizaba ciclismo luego natación y notaron los efectos perjudiciales que esto provocaba como aumento en el costo energético. Otros

estudios postulan que disminuir la intensidad en el nado podría disminuir la aparición de fatiga y mejorar la performance de manera general (Peeling PD, Bishop DJ, Landers GJ)

Con el aumento de adherentes de esta disciplina ha aumentado también la cantidad de estudios metabólicos, fisiológicos, biomecánicos entre otros con diferentes enfoques en este deporte. Este estudio está centrado principalmente en ciclismo considerado como un ejercicio en cadena cinética cerrada, que puede ser practicado de manera deportiva o terapéutica, como en lesiones de rodilla principalmente y específicamente su activación muscular en la posición aerodinámica y tradicional que cambiara de acuerdo a la longitud del mismo y a la fuerza/velocidad del músculo, alterando con esto los ángulos articulares, también influye la altura del asiento y el ritmo del pedaleo, lo que puede provocar fatiga y a su vez alteración en la activación muscular pudiendo provocar lesiones (Asplund y St Pierre 2004). Durante la carrera en ciclismo, que es la más larga de la competencia (40km), los deportistas cambian de posición por aumento de la resistencia otorgada por la gravedad (Millet et al., 2002), la cual puede ser posición tradicional o aerodinámica, que dependiendo de la intensidad tendrá diferentes respuestas metabólicas.

El ciclista al pasar de una posición vertical a la posición aerodinámica genera un mayor consumo de oxígeno (VO_2), aumenta la frecuencia cardiaca y la relación del intercambio respiratorio, por lo tanto esta posición requiere de un mayor gasto metabólico (Gnehm, Reichenbach, Altpeter 1997). A pesar de ello, el pasar de una posición vertical a una aerodinámica existe una reducción de 30-35% la resistencia del aire al pasar (Capelli, Rosa, Butti 1993; Kyle 1989; Kyle 1986)

El cambio en la postura además genera cambios en los patrones activación muscular, además el ángulo de pie al cambiar en las diferentes posiciones genera a su vez cambios en la fuerza aplicada sobre el pedal. Al cambiar el ángulo de la pelvis se produce un aumento de la activación de glúteo mayor (Calwell et al., 1994). Estos cambios de palanca y de activación muscular a su vez son diferentes entre músculos mono y bi-articulares, en donde se dice que los músculos monoarticulares realizan un trabajo positivo, mientras que los músculos biarticulares controlan la dirección de la fuerza aplicada sobre el pedal. El ciclismo en si genera diferentes lesiones comunes en los deportistas, principalmente en cuello (48,8%) y rodilla (47,1%) además la mayoría presenta dolor de rodilla por uso excesivo de extremidades inferiores en el ciclismo (Wilber, Holanda, Madison, y Loy 1995), causada por músculos extensores de rodilla fuertes, que transmiten una gran cantidad de energía en la rótula (Sanner y O'Halloran, 2000), lo que puede provocar disminución en el rendimiento y participación en las competencias. Es por esto que un correcto conocimiento de la activación muscular, en orden y en intensidad será fundamental para potenciar la participación de deportistas en

sus respectivas competencias y la prevención de posibles lesiones, la cual se puede realizar a través de la electromiografía que será explicada en el apartado siguiente.

Después de varias revisiones se puede concluir básicamente, que el musculo más importante en el ciclismo era el cuádriceps, los músculos del tríceps sural permanecen activos casi todo el tiempo para girar el pedal, así como el tibial anterior permanece activo para generar la fijación del pie. Según Schmith (2004) durante la carrera es muy importante el pedaleo suave ya que genera una distribución uniforme de la potencia en los pedales durante todo el ciclo. El uso de pedales de carrera que limitan el pie a una posición, genera una distribución de la energía hacia superior, utilizando de mejor manera los músculos de pierna y cadera para generar una revolución.

Los músculos del tronco y de miembro superior también participan de la realización del ciclo, generando un contrapeso durante el movimiento. El conjunto miembro superior y tronco oscilan hacia adelante y atrás ayudando principalmente el miembro superior ipsilateral a contrarrestar la fuerza de extensión generada por las piernas (Schmidt, 1994).

Biomecánica del ciclismo

Biomecánica es un concepto que se extrajo de las clases de mecánica en las carreras de ingeniería y similares, con el fin de aplicar estas leyes de mecánica al movimiento de los organismos vivos. Fue definida 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 diagnóstico, tratamiento o investigación.

Como se dijo anteriormente la biomecánica estudia el movimiento el cual puede definirse, como un cambio de lugar respecto a algún punto que ocurre en el tiempo. 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 la misma cantidad de tiempo, como la trayectoria de una pelota de béisbol, el camino de velocista. El segundo tipo de movimiento, es el movimiento angular, que 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 la articulación del segmento, en el centro de masa o en un eje externo fijo. Todos los movimientos lineales están formados de movimientos angulares, por ejemplo al patear una pelota hacia una máxima distancia. El contacto del pie con la pelota en una dirección se da a una velocidad lineal y los movimientos angulares de los segmentos de la pierna son secuenciales uno tras otro en donde la velocidad está dada por la suma de velocidades individuales de los segmentos. (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009)

Para realizar un análisis biomecánico se deben conocer los términos de cinemática y cinética. La cinemática estudia las características del movimiento desde una perspectiva espacial y temporal sin tomar en cuenta las fuerzas que causan el movimiento estudiando principalmente la posición, velocidad y aceleración de un objeto o cuerpo. A su vez se pueden hacer análisis cinemáticos lineales o angulares logrando con esto identificar los segmentos que participan en un movimiento. Un análisis cinemática 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 en un velocista o aceleraciones segmentales 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 todos los aspectos de un movimiento. La cinética estudia la causa del movimiento, principalmente las fuerzas que actúan sobre un sistema como el cuerpo humano o un objeto, el análisis cinética por lo tanto está basado en el estudio de las fuerzas que causan un movimiento, por lo que es más complejo que un análisis cinemático ya que las fuerza son pueden verse, solo los efectos de las fuerzas pueden medirse, por lo que representa uno de los más grandes desafíos de la biomecánica por necesitar equipos sofisticados y gran experiencia para realizar estos análisis. Los análisis cinéticos identifican las partes más importantes de una habilidad que hace propensos a lesiones a quienes la realizan. En este estudio se realiza un análisis de cinemática angular, es por esto que se explicara la cinemática de manera más extendida.

La cinemática como se dijo anteriormente es una ciencia derivada de la mecánica que describe los componentes espaciales y temporales del movimiento se pueden realizar análisis cinemáticos cualitativos basados en observaciones no numéricas y subjetivas o cuantitativos en donde se analiza el movimiento a través de datos recogidos al ejecutar el movimiento, que se puede comparar con ejecuciones anteriores o posteriores. Las ventajas de estos análisis es que entrega información objetiva y minuciosa de un movimiento, muy importante para fisioterapeutas, entrenadores y el mismo deportista.

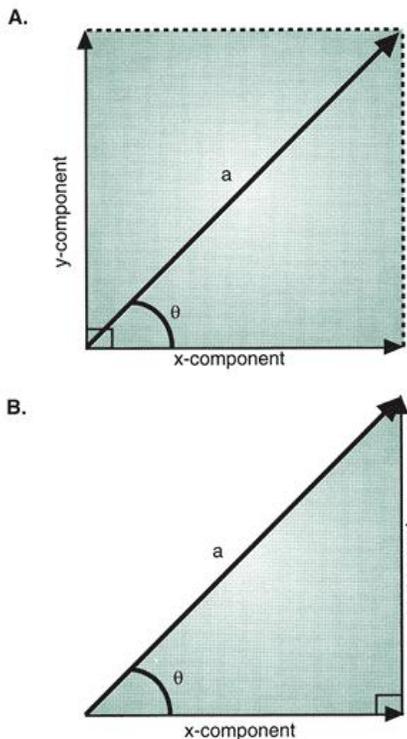
Los análisis cinemáticos también se pueden clasificar como lineales o angulares de acuerdo al tipo de movimiento estudiado. En primer lugar los análisis lineales se realizan principalmente en laboratorios de biomecánica a través de captura de video a alta velocidad o con sistema optoelectrónica, en esta última se utilizan marcadores con emisión de luz infrarroja, que son captados por la cámara. Previo a la toma de la muestra a evaluar se debe elegir el sistema de referencia a ocupar, que en su mayoría es el sistema de coordenadas cartesiano en dos o tres dimensiones. En las referencias 2D utilizados principalmente cuando se describe un movimiento planar, se ubican 2 ejes imaginarios perpendiculares (x,y) ubicados uno de forma vertical y otro horizontal, o pueden ser re-orientados en otra dirección pero siempre deben ser perpendiculares entre sí. En un sistema de referencia 3D se describen movimientos no planares, en donde

participan 3 ejes, perpendiculares entre sí (x, y, z) ubicadas horizontal, vertical o medio-lateral. Para identificar la posición y movimiento de los segmentos se utilizan marcadores en los puntos finales de dichos segmentos que se evaluarán (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Otro factor importante en los análisis cinemáticos son los factores temporales en el movimiento, por ejemplo en marcha son importantes factores como la cadencia, duración del paso, duración de la fase de apoyo y la fase de despegue. Además el intervalo de tiempo entre cada trama dependerá de la cámara o sensor con que se evalué. Las cámaras de video más comunes operan entre 24-30 fotogramas por segundo (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 1/60s (0.016679s) y a 200 fps es de 1/200s (0.005s). Se utiliza un punto inicial de referencia para la digitalización (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Luego de tomar la muestra se realiza el análisis de estos datos en donde los hallazgos deben ser en unidades de medida según el sistema internacional de unidades SI , es decir medidas de masa, longitud, tiempo y temperatura deben realizarse con las unidades otorgadas por este sistema. Las demás unidades son derivadas de este mismo sistema. Mucha de las magnitudes medidas en análisis de biomecánica son vectores descritas por magnitud y dirección, estos son posición, velocidad y aceleración. Los vectores se representan con una flecha orientada en la dirección correcta, estos se pueden sumar: $C=A-B$ / $C=A+(-B)$ y gráficamente la suma se ve cuando un vector se agrega a la cola de otro vector. También pueden descomponerse en horizontal o vertical a través de funciones trigonométricas (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009), explicadas a continuación:

Triángulo rectángulo con lados x, y, a en donde a es la hipotenusa del triángulo.



$$\text{Seno } \theta: \frac{\text{cateto opuesto}}{\text{hipotenusa}}$$

$$\text{Seno } \theta: \frac{Y}{a}$$

$$\text{Coseno } \theta: \frac{\text{cateto adyacente}}{\text{hipotenusa}}$$

$$\text{Coseno } \theta: \frac{X}{a}$$

De estas fórmulas trigonométricas simples surgen otras más complejas para cálculos de magnitudes como velocidad y aceleración, muy importantes en la temporalidad del movimiento (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Los análisis de cinemática angular a su vez se realizan al evaluar las partes de un cuerpo que se mueven en el mismo ángulo pero no con el mismo desplazamiento lineal, sin tener en cuenta las causas de este movimiento. El movimiento angular se produce alrededor de un eje perpendicular al plano donde se produce la rotación. Casi todo el movimiento humano implica rotación de los segmentos corporales que giran alrededor de sus ejes que mayormente se encuentran en las articulaciones. Combinaciones de movimientos angulares dan lugar a un movimiento lineal (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Un ángulo está compuesto de dos líneas que generalmente son los segmentos corporales que se cruzan en un vértice ubicado mayormente en la articulación. Por ejemplo un ángulo en la rodilla estaría compuesto por los segmentos de la pierna y el muslo. Al ubicar marcadores articulares se debe tener precaución con las rotaciones que la articulación presenta ya que podría afectar la medición del ángulo en el análisis, tener una ubicación exacta del eje de la articulación es complejo por lo que se ubican en un centro definido. Las unidades de medida utilizada son los grados, radianes (1 revolución= 2π radianes) (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Existen diferentes 2 tipos de ángulos principales, el absoluto y relativo. El ángulo absoluto, es el ángulo de inclinación de un segmento con relación a algún referencia fija en el medio ambiente, por lo que describe la orientación de un cuerpo en el espacio. Para

medir el ángulo se puede ubicar un punto en el extremo proximal o distal del segmento y se mide en sentido antihorario. Para calcular el valor del ángulo se utiliza la relación trigonométrica tangente que relaciona el cateto opuesto con el adyacente, que en este caso son segmentos corporales definidos por lo que pueden medirse en longitud para a través de la fórmula calcular el ángulo. Cuando un ángulo es medido desde la izquierda en contra de las manecillas del reloj se moverá automáticamente el valor hacia el segundo cuadrante quedando en valores negativos, por lo que para convertirlo a un ángulo absoluto (valores positivos) se le debe sumar 180° (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

El ángulo relativo es el ángulo entre los ejes longitudinales de dos segmentos conocidos también como ángulo de la articulación o intersegmental. Los ángulos relativos por ejemplo el del codo se puede medir en función de la cantidad de flexión o extensión de la articulación, sin embargo en este ángulo no se describe la posición de los segmentos o los lados del ángulo en el espacio. Los ángulos relativos se pueden calcular a través del coseno de trigonometría o a partir del valor del ángulo absoluto.

Para calcular ángulos de las extremidades inferiores es importante que se haga una representación significativa de la articulación, se calculan utilizando ángulos absolutos, principalmente en análisis bidimensional en el plano sagital, para describir tronco, muslo, pierna y pie pudiendo calcular con esto los ángulos de las articulaciones. Se realiza con el lado a evaluar más cercano a la cámara y se considera que es en el plano x,y. El ángulo de la cadera se puede calcular a través de los ángulos absolutos del tronco y del muslo:

$$\Theta_{\text{cadera}} = \Theta_{\text{absoluto muslo}} - \Theta_{\text{absoluto tronco}}$$

Si el ángulo de la cadera es positivo es porque la cadera está en flexión, pero si es negativo es porque está en extensión, si el ángulo de la cadera es cero, es porque el tronco y el muslo están alineados en una posición neutral

El ángulo de la rodilla se obtiene con el ángulo absoluto del muslo y la pierna:

$$\Theta_{\text{rodilla}} = \Theta_{\text{absoluto muslo}} - \Theta_{\text{absoluto pierna}}$$

Durante la marcha humana el ángulo de la rodilla es siempre positivo entre 0-50° de flexión. Es por esto que si el ángulo se hace cada vez más positivo es mayor la flexión, si se vuelve menos positivo quiere decir que va hacia la extensión. Un ángulo de rodilla cero es una posición neutral, un ángulo negativo indica una hiperextensión de rodilla.

El ángulo del tobillo se obtiene a través de los ángulos del pie y la pierna y se le suma 90° partiendo con esta adición desde la posición cero de tobillo.

$$\Theta_{\text{tobillo}} = \Theta_{\text{absoluto pierna}} - \Theta_{\text{absoluto pie}} + 90^\circ$$

Un ángulo positivo representa la flexión dorsal y un ángulo negativo representa la flexión plantar. (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen 2009).

Previo a conocer los análisis cinemáticos y cinéticos específicos de ciclismo, se explicara la importancia del uso de una bicicleta correcta, los tipos de bicicleta, sus diferentes funciones entre otras cosas.

Las bicicletas han evolucionado en el tiempo para reducir el costo energético durante el pedaleo (Minetti AE, 2001), como los diferentes componentes que se ajustan según la comodidad del ciclista, también por los diferentes lugares y duración de la carrera. Logrando con esto disminuir el riesgo de lesiones y aumentar el rendimiento.

En primera instancia, para elegir una bicicleta se debe considerar las medidas que coincidan con las dimensiones del ciclista, en el marco, en el sillín, manillar y cigüeñal, ya que esto va a determinar la fuerza aplicada a los pedales, el reclutamiento neuromuscular, el gasto energético, las probabilidades de lesión, la resistencia aerodinámica y la comodidad en la bicicleta (De Vey Mestdagh K 1998, Welbergen E, Clijsen LPVM 1990). Muchas veces existe mala información del ciclista que lo lleva a realizar ajustes inapropiados, principalmente en la altura del sillín, generando mayor probabilidad de sufrir lesiones, además de aumentar el costo energético.

Existen diferentes tipos de bicicletas de acuerdo al entrenamiento y a las carreras que se va a utilizar, las cuales son:

- Bicicleta de carretera: Utilizada para fines competitivos y recreativos, tiene características que permite altas velocidades de desplazamientos como mejor perfil aerodinámico, masa reducida y neumáticos estrechos (F.Carpes, 2014).
- Bicicleta de montaña: Son de gran versatilidad por la adherencia de sus neumáticos, su sistema de amortiguación disminuyendo los impactos, protegiendo la estructura de la bicicleta y del cuerpo del sujeto. Utilizada principalmente en terreno desigual (F.Carpes, 2014).
- Bicicletas híbridas: Combina las características de bicicletas de carretera y de montaña, tiene manillar recto con varios engranajes. Utilizada por la mayoría de la población con diferentes objetivos como ocio, transportes en diferentes tipos de terreno (F.Carpes, 2014).
- Bicicletas de triatlón: En este tipo de bicicleta la silla se proyecta hacia adelante, además de tener barras de descanso para reducir la flexión de tronco y mejora el perfil aerodinámico. Sin embargo, existen otras características que pueden ser modificables por el ciclista como :
 1. Tamaño del marco: Debe ajustarse de acuerdo a las características antropométricas del sujeto, por lo general sobre la base del ciclista. Se mide en centímetros o pulgadas desde el soporte inferior a la parte superior del asiento,

tomando como referencia la altura del sujeto o el largo de las piernas, la cual se utiliza a pesar de no estar investigado. (F.Carpes, 2014)

2. Longitudes del plato: la forma más común para elegir la longitud del plato es el largo del muslo en donde también es importante la altura del sillín ya que influye en la flexión de rodilla y en las cargas que esta reciba. La fuerza máxima disminuye al aumentar 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).
3. Manillar: Existe poca investigación para comparar el uso del manillar, dado esto la mayor atención se centra en la posición de las manos en el manillar de la bicicleta, donde por lo general las manos van arriba del manillar (Jobson SA 2008, Bressel E, Larson BJ 2003, Jensen RL 2010)

Análisis biomecánico en ciclismo

Un análisis cinético del ciclismo podría realizarse a través de las cadenas cinéticas, en vez de estudiarlo por cada articulación, ya que estas se enlazan formando un segmento con movimiento complejo que es la definición de cadena. Existen dos tipos de cadena, abiertas y cerradas. En las cadenas abiertas el último elemento se encuentra libre y en las cadenas cerradas el último elemento se encuentra fijo como en el pedaleo. En el ciclismo se observa un movimiento angular en un sentido y luego en el otro generando con esto la vuelta al 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 (Haushalter, G., Lang G 1982). La cadena cerrada en estudio durante el pedaleo se inicia en el sillín y termina en el pedal, por lo que el sillín y el pedal alteran la movilidad de esta cadena. El sillín no debe ser blando ni poseer muelles ya que generaran movimientos excesivos 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 esta presenta en el taco para acoplarse a la parte posterior del pedal. En el pedal además se concentran las fuerzas generadas en el pedaleo que generaran el movimiento continuo que movilizara la bicicleta. El calapie dependerá del pie del ciclista, se fija con la correa de la zapatilla y transmitirá la fuerza generada en la fase ascendente. La zapatilla actual posee una suela rígida con una plancha de madera o metal en su interior para una elevación posterior del talón de 6-8 cm con el fin de generar la fuerza necesaria para mantener la bóveda plantar interna (Haushalter, G., Lang G 1984). En su parte inferior la zapatilla posee un taco que se acopla con el pedal evitando perdidas energéticas que afecten el rendimiento.

La interacción que debe existir entre el ciclista y su bicicleta es importante para mejorar su rendimiento y para eso es fundamental aplicar una fuerza óptima en los pedales,

sillín y manillar con el propósito de mejorar la velocidad de la bicicleta favoreciendo un menor costo metabólico (Bini RR, Hume PA 2013, Lanferdini FJ, Vaz MA 2013).

Cinética del pedaleo

Es fundamental determinar todas las fuerzas que participan sobre el ciclista y su bicicleta durante el pedaleo, puesto que la fuerza se produce en los músculos y luego se transmite por medio del sistema musculo-esquelético con los pedales, por ende la fuerza del pedal responde a fuerzas externas como de arrastre, peso y rodadura.

No obstante, cuando el ciclista va sentado, el peso de su cuerpo es distribuido entre en sillín, pedales y manillar, donde el 60% de la masa del ciclista va dirigida a la rueda de la parte posterior (Bini RR, Hume PA, Croft J, Kilding AE ,2013), por tanto el peso corporal se adiciona a la gravedad y a la resistencia inercial más el peso de los componentes de la bicicleta. Entonces, cuando se recorre a una velocidad de 20 km/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 el nivel del terreno, el peso corporal y la bicicleta, éstos formaran parte de la resistencia total de las fuerzas que mueven la bicicleta hacia adelante (Fonda B, Sarabon N ,2012). Por lo tanto, a través de los años los componentes de la bicicleta contribuyen a una rodadura con menos resistencia para reducir el costo del transporte (Minetti AE, Pinkerton J, Zamparo P, 2001).

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

Es por esto que la fuerza aplicada al pedal es una combinación del componente anterior-posterior normal y medio-lateral, donde los ciclistas prefieren fijar la posición de las zapatillas del ciclismo en los pedales (Mornieux G, Stapelfeldt B, Collhofer A, Belli A, 2008).

La magnitud de fuerza ideal para impulsar una bicicleta se debe ejercer de forma perpendicular a la manivela, de lo contrario se dirige hacia el eje de la manivela, consiguiendo reducir la salida de potencia para una cadencia de pedaleo determinado. Otra forma, es lo que ocurre durante la recuperación de la fase del ciclo de arranque, cuando el ciclista aplica una fuerza perpendicular a la manivela pero en una dirección opuesta al movimiento del cigüeñal (180° a 360° de ángulo del cigüeñal), entonces el efecto de inercia de los miembros inferiores realizan este movimiento opuesto activando los flexores de la extremidad inferior (Mornieux G, Gollhofer A, Stapelfeldt B, 2010), por ende , la dirección óptima para transmitir el mayor porcentaje de fuerza es hacia el

movimiento del cigüeñal independiente de los ángulos de inclinación del pedal de los ciclistas (Mornieux G, Stapelfeldt B, Collhofer A, Belli A ,2008).

Las diferencias que se encuentran durante el movimiento del ciclista, se da cuando se compara la aplicación de la fuerza del pedal y la dirección óptima de la fuerza, es decir cuando la manivela va a lo largo de la parte inferior de la carrera (180°) hacia la fase de recuperación del ciclo de arranque, por tanto la hipótesis más aceptada es cuando el pedal va hacia atrás y hacia arriba, ya que requiere una gran activación de los flexores de rodilla de la cadera , resultando un aumento del gasto energético (Korff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC ,2007). Sin embargo, las diferencias en la magnitud y dirección de las fuerzas de los pedales pueden estar relacionadas a la capacidad y al nivel de habilidad de los ciclistas, puesto que el pedaleo más eficaz es el que tiene una mayor eficacia en la fuerza de pedaleo.

Técnica de pedaleo

Una de las formas para explicar la técnica de pedaleo, es a través del cálculo del índice de eficacia (IE), basado en la relación entre el impulso de la fuerza eficaz (EF) y el impulso de la técnica de fuerza (TF) durante un ciclo de arranque completo (LaFortune MA, 1983).

$$IE = \frac{\int_0^{360} EF dt}{\int_0^{360} TF dt}$$

Este índice permite obtener un valor único para el ciclo completo de la manivela expresándola como una medida de eficacia general. No obstante, este índice va calculando la eficacia en secciones particulares de los ciclos de la manivela para determinar si el ciclista utiliza de forma óptima las fuerzas de dirección y si necesita una retroalimentación por parte del movimiento del cigüeñal. (Rossato M, Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Moro ARP, 2008).

Sin embargo, por medio de este índice se puede conocer el patrón que los ciclistas utilizan para impulsar la manivela durante la fase propulsora del ciclo de arranque, ya que las fuerzas del pedal se transmiten durante la propulsión de la fase del ciclo de arranque (0- 180° del ángulo del cigüeñal), seguida de la fase de recuperación (180-360°). Por tanto el IE, es similar en la fase de propulsión y en la fase de recuperación porque la magnitud de la fuerza aplicada en la manivela va a ser mayor para una fase de propulsión, generando de esta forma un movimiento eficaz de la bicicleta. Aunque todavía este tema necesita mayor investigación para conocer realmente si el ciclista debe disminuir la eficacia en la fase de recuperación para obtener un mejor desempeño en

todo el ciclo del arranque (Rossato M, Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Moro ARP, 2008).

Otro aspecto destacado, es que los ciclistas cambian la técnica en diferentes condiciones de la prueba, lo que no se refiere explícitamente a cambios de fuerza sobre el pedal, ya que los cambios de movimiento de las articulaciones son más importantes que el cambio de fuerza sobre el pedal, manteniendo en todo momento el rendimiento durante el movimiento (Cohen ZA, Roglic H, 2001). Por ende son mediados por diferentes factores:

Factores que afectan en la eficacia de la fuerza del pedal

Durante la técnica de pedaleo en el ciclismo los factores que influyen son: la cadencia de pedaleo, el nivel de carga de trabajo, la posición del cuerpo en la bicicleta, estado de fatiga y experiencia o habilidad en bicicleta (Candotti CT, Ribeiro J, Soares DP, De Oliveira AR, Loss JF, Guimarães ACS 2007; Patterson RP, Moreno MI, 1990).

- Carga de nivel de trabajo

La evidencia mostrada en el libro de biomecánica del ciclismo sugiere que los ciclistas aumentan la fuerza de los flexores de cadera y de rodilla al incrementar la carga de trabajo con el fin de mejorar la aplicación de la fuerza del pedal y para generar mayor potencia sobre los músculos involucrados (Bini RR, Diefenthaler F, 2010), por ende cuando disminuye el rango de la articulación de cadera esto se va a equilibrar con el aumento de la amplitud articular del tobillo, lo que puede interferir en la fuerza muscular durante movimientos de larga duración (Sanderson DJ, Amoroso AT, 2009).

- Cadencia de pedaleo

Los estudios mostraron que los ciclistas disminuyen la aplicación de la fuerza al pedalear cerca de los 90 rpm (LaFortune MA, Cavanagh PR, 1983), no obstante, otros autores sugieren una relación inversa entre cadencia de pedaleo y la eficacia de la fuerza del pedaleo, es decir pedaleando a altas cadencias se reduce la activación muscular (MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF, 2000).

- Posición del cuerpo sobre la bicicleta

El cambio de posición del cuerpo sobre la bicicleta se ve intervenido por la modificación de los componentes de la bicicleta o por los cambios de posición del sujeto sobre ésta (Nordeen-Snyder KS, 1977). Estas modificaciones influyen en el gasto energético, en la activación muscular y en la unidad de longitud del musculo-tendon (Shennum PL, DeVries HA, 1976). Por otro lado, los cambios de posición de la extremidad superior del cuerpo pueden conducir a modificaciones en la fuerza del pedal, por su efecto en la longitud del musculo-tendón, puesto que la posición del tronco hacia adelante disminuye las fuerzas de tracción del pedal en la fase de recuperación, debido a la reducción de la

longitud del recto femoral y otros flexores de cadera (Dorel S, Couturier A, Hug F, 2009).

- Fatiga

Se encontraron aumentos de fatiga cuando se empuja el pedal hacia abajo y con fuerzas de tracción hacia arriba en la bielas (Sanderson DJ, Black A, 2003) , esto sugiere que la fatiga puede cambiar la coordinación del pedaleo, debido al mayor tiempo de dorsiflexión del tobillo al aumentar la longitud muscular del tríceps sural durante el empuje del pedal (Sanderson DJ, Black A, 2003). Entonces, debido al aumento de la activación de los principales músculos extensores como por ejemplo de cadera y de rodilla más los cambios en la movilidad de la articulación de tobillo, desencadena un agotamiento mayor durante el ciclo (Diefenthaler F, Coyle EF, Bini RR, Carpes FP, Vaz MA, 2012).

- La habilidad y la experiencia

En el ciclismo la habilidad de pedalear se relaciona con la capacidad de transferir la mayoría de la fuerza aplicada sobre los pedales de la manivela en movimiento (Mornieux G, Stapelfeldt B, Collhofer A, Belli A, 2008). Por tanto, los ciclistas con mejores niveles de habilidad presentan mayor índice eficaz y aumento en la activación de los flexores de cadera y de rodilla, aunque se necesita mayor investigación al respecto (Hasson CJ, Caldwell GE, van Emmerik REA, 2008).

Además de los análisis cinéticos para este estudio es importante conocer el análisis cinemático del ciclismo, ya que la investigación esta basada principalmente en cinemática angular. Los análisis cinemáticos más comúnmente se basan en evaluaciones de movimiento en el plano sagital en las articulaciones principales de las extremidades inferiores, es decir cadera, rodilla y tobillo (Bini RR, Senger D, Lanferdini FJ, Lopes AL 2012, Ferrer-Roca V, Roig A, Galilea P, García-López J 2012), ya que en este plano se presenta el mayor movimiento de estas articulaciones comparado a los planos frontales y transversales, además se evalúa este plano ya que presenta menor complejidad que los otros planos en el análisis de datos y el procesamiento tridimensional.

En cuanto a cinemática en los análisis, se utilizan las poses estáticas para evaluar la posición del cuerpo en la bicicleta así como para inferir el movimiento durante el pedaleo. Se evalúa también el pedaleo con diferentes cargas, diferentes cadencias, diferentes posiciones y estados de fatiga. Además se puede evaluar un número determinado de ciclos combinando diferentes cargas y cadencias en diferentes ángulos articulares, cambiando con esto las longitudes articulares y las activaciones musculares (Macdonald JH, Farina D, Marcora SM 2008, Baum BS, Li L 2003).

Las evaluaciones de ciclismo están enfocadas en el crank, que es el recorrido angular de la manivela que provoca tanto un movimiento lineal como angular de las extremidades inferiores, la cadencia son los ciclos completos de crank que se dan en un tiempo determinado la cual dependerá de la fatiga, del nivel de carga y otros factores. Comúnmente en carretera los ciclistas adoptan una cadencia entre 90-100 rpm que significa un tiempo de 0,6 segundos aproximados por ciclo (Marsh AP, Martin PE, Sanderson DJ 2000, MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF 2000). Dentro del ciclo existen oscilaciones desde 75 rpm a 115 rpm para los ciclistas que pedalean a un promedio de 90 rpm, lo cual se investigado en diferentes estudios (Hull ML, Kautz S, Beard A 1991).

Como se dijo anteriormente durante el ciclismo se estudia principalmente la cinemática de las extremidades inferiores, sin embargo es importante también conocer la utilización de los músculos de las extremidades superiores y tronco que son las que mantienen la posición del ciclista estable. Se ha evaluado en diferentes estudios principalmente el movimiento de la columna vertebral, tanto por segmentos como completa, de forma bidimensional y a través de ángulos (Van Hoof W, Burnett AF, Cornelius MW, Dankaerts W, O'Sullivan PB 2004, Diefenthaler F, Carpes FP, Bini RR, Mota CB, Guimaraes ACS 2008). También se ha evaluado pelvis, en donde no se observó diferencias significativas de inclinación entre géneros, sin embargo en los casos donde existía una mayor inclinación en el plano frontal tenían un mayor riesgo de dolor en espalda baja (Joseph S, Ganason R, Jalil 2006). De la misma manera en los ciclistas que presentaban dolor lumbar tenían una mayor flexión lumbar en comparación a sujetos de la misma edad (Van Hoof W, Volkaerts K, O'Sullivan K, Verschueren S, Dankaerts W).

La posición de la parte superior del cuerpo tiene relación con la activación de los músculos de las extremidades inferiores (Savelberg HCM, Van de Port IGL, Willems PJB 2003) que pueden afectar el rendimiento en el ciclismo. La posición de las manos en el manillar en las diferentes posturas adoptadas durante la carrera, cambia los ángulos de inclinación de tronco y pelvis. Mientras más se incline hacia adelante el deportista mayor influencia tendrá sobre la pelvis, sin embargo los efectos claros no están aún estudiados, lo que sería fundamental para conocer la influencia en el rendimiento.

La evaluación más importante de la cinemática del ciclismo es la de las extremidades inferiores. El movimiento cíclico de las extremidades inferiores durante el pedaleo en una bicicleta estática ha sido foco de diferentes estudios para calcular los rangos de movimiento articular principalmente en el plano sagital y de manera unilateral siempre que el sujeto evaluado no presentara lesiones (Ferrer-Roca V, Roig A, Galilea P, García-López J 2012, Sanderson DJ, Black A 2003, Bini RR, Hume PA, Lanferdini FJ, Vaz MA 2013). De forma general se encontraron rangos articulares en ciclismo aproximadamente de 45° para cadera, 75° para rodilla y 20° para tobillo, no se observaron diferencias entre

ciclistas con distinta experiencia y ciclistas de carretera y de montaña. La flexión de rodilla y de tobillo se veía aumentada por la altura del sillín, lo que a su vez aumentaba también la carga en estas articulaciones, que cambiaría también las acciones musculares (Bini RR, Senger D, Lanferdini FJ, Lopes AL 2012, Bini RR, Hume PA, Croft JL 2011). La cadencia también afecta los ángulos articulares, a mayor cadencia disminuyen los ángulos articulares en tobillo, en un intento de mantener la articulación estable, al aumentar el rango de movimiento en tobillo existía aparición de fatiga, que a su vez puede estar relacionada con un aumento de la rotación tibial. Cuando aparece la fatiga además se ha demostrado que los ciclistas adoptan una posición de tronco más hacia adelante (Sayers MGL, Tweddle AL 2012, Dingwell JB, Joubert JE, Diefenthaler F, Trinity JD 2008). Sin embargo existen diferencias en el ángulo de tobillo en ciclistas de carretera y montaña, posiblemente por la configuración de la bicicleta, que puede afectar los ángulos, además de las diferencias en la técnica de pedaleo (Bini RR, Hume PA, Croft JL). Se necesitan nuevas investigaciones que proporcionen rangos normativos de movimiento en las articulaciones que puedan ser aplicados para el ajuste de la bicicleta, en ciclistas de diferentes disciplinas. Además de estudios que relacionen los ángulos articulares con los cambios en la activación muscular.

Una manera de realizar un análisis de cinemática angular en el ciclismo es a través del tracking o seguimiento del crank. El tracking puede ser basado en contorno, en la función o en la región, esta última presenta tanto información espacial como de apariencia y puede ser a través del algoritmo Lucas Kanade o a través de un parámetro descriptivo como un histograma. La plantilla o algoritmo de Lucas Kanade (LK) se basa en alineación de imagen afin (AIA) que busca extraer de un video una plantilla del primer fotograma para luego encontrar una región que coincida con la plantilla en los fotogramas restantes. Lucas Kanade (LK) ha sido utilizado para transformar parámetros de la plantilla (Bergen et al., 1992), para observar variaciones lineales o para traer al frente a objetos que contiene píxeles que pertenecen al fondo de la imagen (Ishikawa et al., 2002). Sin embargo esta plantilla presenta un error ya que la apariencia del objeto parece ser la misma durante todo el video lo cual es razonable para un periodo determinado de tiempo pero luego la plantilla ya no será un modelo exacto del objeto durante el tiempo, una solución sería actualizar la plantilla en cada fotograma con la ubicación actual del objeto o después de un intervalo de varios fotogramas sin embargo con estas modificaciones la plantilla se desplaza, generando una deriva espacial y/o funcional, es decir hay un desalineación entre la plantilla y el objeto, además de que cambia la apariencia del objeto en el tiempo, estos errores se acumulan por lo que la plantilla termina bastante lejos del objeto (Matthews et al., 2004). La plantilla o algoritmo LK es una familia de algoritmos principalmente utilizado para alinear imágenes de objetos entre otras tareas. Una extensión del algoritmo LK importante ha sido la inversa composicional (LK-IC) que reduce el tiempo de proceso de LK

convencional, además de disminuir el desplazamiento de la plantilla al actualizarla con el objeto, ya que permanece unida a cada fotograma y permanece unida al objeto. Schreiber (2007) presenta otra versión para la corrección de la deriva, que inserta los parámetros mientras se actualiza la plantilla, sin embargo para lograrlo se deben realizar 2 pasos en el tracking por lo que su eficacia es menor que la mejora anterior.

Los datos obtenidos luego de utilizar la plantilla de Lucas Kanade, serán relacionados con las señales electromiográficas que reflejan la activación muscular, proceso que se explica a continuación.

Activación muscular

El tejido muscular presenta un diseño único para generar fuerza activamente en respuesta a un estímulo del sistema nervioso.

Las fibras musculares están inervadas por fibras nerviosas grandes y mielinizadas (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006). Cada fibra nerviosa se origina en el asta anterior de la medula espinal, donde cada motoneurona penetra en el vientre muscular, se divide profundamente y estimula muchas fibras musculares esqueléticas (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006). No obstante, cada terminación nerviosa establece una sinapsis denominada Placa Motora con fibra muscular, donde deja como resultado un potencial de acción que se transmite en dirección hacia el extremo de la fibra muscular y genera su contracción. Por lo general se forma una Placa motora por cada fibra muscular (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006).

Proximal a la unión neuromuscular, el nervio motor se vuelve amielinico y se dividen en ramas finas que se denominan botones terminales. Estos botones pre-sinápticos contienen vesículas pequeñas en grandes cantidades de acetilcolina, ya que este neurotransmisor es fundamental para la contracción muscular, por lo que al terminar la propagación nerviosa, la membrana muscular se engrosa e invagina formando la fosa o depresión sináptica (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006), es decir, la membrana de la célula muscular se transforma en muchos pliegues sinápticos que incrementan el área en el que puede actuar el neurotransmisor, siendo revestida por las células de Schwann, que actúan como aislante de los líquidos del medio (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006).

Entonces, cuando el impulso nervioso viene del asta anterior la medula espinal, se dirige a los axones terminales del espacio pre-sináptico, aumentando la permeabilidad de calcio iónico en los botones terminales, penetrando esta molécula en la fibra nerviosa terminal y generándose de esta forma la señal que desencadena la exocitosis de las vesículas, produciendo una unión entre la membrana celular y vesícula donde se libera el neurotransmisor de acetilcolina hacia el espacio sináptico. Por tanto, esta acetilcolina discurre por medio de la matriz glicoproteica a través del entorno sináptico hasta unirse

con sus receptores que se encuentran agrupados en las crestas de los pliegues de la membrana post-sináptica (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006).

Hay veces donde ocurre una liberación de acetilcolina que no recorre un rango continuo en la terminación nerviosa, ya que varía escalonadamente y por cada liberación es de una vesícula sináptica, a esto se le denomina “cuanto” de acetilcolina (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006). Por ende, cuando la motoneurona no está estimulada, espontáneamente se producen despolarizaciones de la célula muscular post-sináptica, las cuales se denominan como potenciales en miniaturas de la placa motora, esto por la liberación espontánea de cuantos de acetilcolina al espacio sináptico que no generan suficiente despolarización para producir un potencial de acción en la célula muscular (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006).

Sin embargo, cuando la acetilcolina se encuentra con los receptores nicotínicos en la fibra muscular, éstos muy concentrados en la membrana post-sináptica debido a una proteína llamada Agrina, la cual es sintetizada en la motoneurona, donde desencadena la regulación extracelular y permite que se produzca la llegada de los receptores nicotínicos a los puntos unión en la placa motora (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006). Por tanto, estos receptores son moléculas proteicas de gran tamaño que forman parte integral de la membrana postsináptica, uniéndose a la matriz lipídica insertándose de lado a lado (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006). También están junto a la presencia de glicoproteínas, las cuales son alfa, beta, delta y gamma. Cada subunidad alfa contiene un lugar de unión para la acetilcolina, por ende para que se abra el canal iónico dos subunidades alfas deben unirse al neurotransmisor (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006).

El encuentro entre la acetilcolina y ambas subunidades producen un cambio conformacional que transmite una abertura de forma transitoria del canal, puesto que este canal abierto genera que los iones positivos, Na^+ , k^+ y Ca^{++} , pasen fácilmente y por el contrario los iones negativos no entran (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006). No obstante, el ingreso de Na^+ es lo que predomina y produce un potencial despolarizante (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006), pero en sí la entrada de cargas positivas en la membrana post-sináptica transmite un cambio localizado de potencial en la membrana de la fibra muscular, que se denomina Potencial de Placa Motora, es decir este EPP despolariza la membrana del musculo y se produce un potencial de acción que se extiende por la membrana muscular en todas las direcciones e iniciando la contracción muscular (J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros, 2006).

Para que se de origen a la contracción del musculo, el potencial de acción se debe extender en lo profundo de la fibra muscular esquelética y de esta forma la corriente eléctrica logra llegar al sistema de proteínas contráctiles por medio de la transmisión del sistema de túbulos transversos (Túbulos T), ya que se prolongan a través de la fibra

muscular de un lado a otro (J. Garcia-Baró y M. Vación Herreros, 2006). Esta propagación del potencial de acción de los túbulos T incitan la liberación de calcio contenido en el retículo sarcoplasmático en el medio adyacente a las miofibrillas, por consiguiente esta elevación de calcio citoplasmático activa mecanismos contráctiles en los sarcómeros (J. Garcia-Baró y M. Vación Herreros, 2006).

La fibra muscular constituye el elemento funcional básico del músculo, además cada fibra se compone de muchos filamentos llamados miofibrillas, estos son los elementos contráctiles de la fibra muscular que se distribuye entre dos discos Z, formando la unidad funcional contráctil del músculo, el cual se denomina sarcómero. Estas miofibrillas poseen bandas claras y oscuras, las bandas oscuras son las bandas A, representa la presencia de miosina los filamentos gruesos, también contiene proyecciones generando puentes cruzados, por tanto, las bandas claras son las bandas I, que contiene actina los filamentos finos (Neumann, 2007).

El modelo aceptado actualmente para describir la generación de fuerza activa se denomina Hipótesis de los Filamentos Deslizantes (Neumann, 2007). Entonces, lo que propone este modelo es que la fuerza activa se produce cuando los filamentos de actina se deslizan sobre los filamentos de miosina, puesto que genera el acercamiento de los discos z, es decir, la sarcomera disminuye su longitud por causa del solapamiento progresivo de los filamentos de actina y miosina aunque estos no se acorten (Neumann, 2007).

Tipos de Activación Muscular

Como se explicó anteriormente, el músculo es activo cuando lo estimula el sistema nervioso, por tanto los músculos desencadenan fuerza por medio de tres tipos de activación:

-La activación isométrica: Es cuando el músculo produce una fuerza mientras mantiene una longitud constante (Neumann, 2007).

-La activación concéntrica: Es cuando el músculo produce una fuerza mientras se contrae, acercando los puntos de inserción muscular (Neumann, 2007).

-La activación excéntrica: Es cuando el músculo produce una fuerza mientras aleja sus puntos de inserción muscular, se elonga (Neumann, 2007).

La evaluación de la activación muscular en el ciclismo se ha realizado a través del uso de la electromiografía de superficie (EMGS), la cual permite la medición de diferentes efectos en el músculo a selección personal, por tanto a interés de esta investigación se llevara a cabo la medición de la activación muscular en diferentes posiciones del ciclista en la bicicleta.

Electromiografía

La electromiografía es una transcripción de la actividad eléctrica muscular, por ende conforma una exploración física de la integridad del sistema motor (N Massó et al, 2010).

La EMG puede ser registrada de forma invasiva, por agujas o cables insertados directamente en el musculo o de manera no invasiva, ubicando electrodos sobre la superficie de la piel que cubre el musculo que será evaluado. Con electrodos en aguja, el volumen del musculo del cual la señal es investigada demuestra un registro menor, por tanto, no cumple con la representación total de la masa muscular involucrada en la acción muscular. En comparación con la EMG superficial entrega información de una gran masa de tejido muscular, que se relaciona directamente al resultado mecánico (F. Hug, 2009).

Entonces, la EMG de superficie transmite la señal eléctrica del musculo que se puede conocer cuando el cuerpo está en movimiento, así como también cuando se requiere un esfuerzo muscular de características posturales.

El proceso de captura de señal comienza desde el punto de activación muscular, esto implica:

- Se genera un campo eléctrico, por medio de una difusión iónica dentro del musculo proporcional a la concentración iónica que es detectado por lo electrodos de EMG.(N Massó et al, 2010).
- En consecuencia, hay una respuesta mecánica debido al momento articular generado por la fuerza que realiza el musculo al contraerse. (N Massó et al, 2010).

Y como objetivo de este instrumento es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Sin embargo, para lograr identificar los instantes y periodos en los que se produce la activación de los diferentes músculos en una específica acción dinámica, es importante sincronizar el registro electromiografico con el de otros sistemas de medición que aporten datos cinemáticos, tales como cámaras, electrogoniometros, programas informáticos, etcétera (N Massó et al, 2010).

Aplicaciones de la EMGS

El análisis del movimiento incorpora un estudio cinemático y un estudio cinético. Es decir, la cinemática determina parámetros de posición, aceleración y velocidad, tanto angular como lineal. Y para esto se necesita de cámaras y marcadores de posición. (N Massó et al, 2010). Por otro lado, el estudio cinético abarca las fuerzas internas o externas que actúan en el gesto analizado (N Massó et al, 2010). Se pueden analizar posiciones estáticas o dinámicas, algún movimiento en específico o un conjunto de movimientos.

Metodología de Electromiografía de superficie

Corresponden a tres fases para una preparación óptima del paciente y la realización de una buena técnica (N Massó et al, 2010) , son:

Fase previa

1. Preparación del individuo e información previa: Es necesario informar al sujeto sobre el proceso que se va a realizar durante el registro de la muestra, explicando la utilidad de la investigación y obtener consentimiento informado que autorice la obtención del registro. Es importante realizar preguntas sobre hábitos del individuo, enfermedades crónicas e ingesta de medicamentos, peso y talla, que puedan influir en la activación muscular (N Massó et al, 2010).
2. Preparación de la piel: Para obtener una señal eléctrica de calidad se debe disminuir la impedancia que puede generar intervenciones durante el registro de la muestra (N Massó et al, 2010).
3. Colocación de los electrodos: Es importante para obtener una correcta señal eléctrica ubicar los electrodos en la línea media del vientre muscular, siendo fundamental mantener la misma localización para todos los sujetos evaluados, puesto que la señal puede generar variaciones en relación al lugar donde fue colocado el electrodo. Además, es conveniente testear la actividad del musculo que se quiere transcribir, ya que los músculos subyacentes pueden contaminar la señal. Sin embargo, el uso de electrodos de superficie produce un “volumen de detección”, es decir, la energía que viene de las unidades motoras dependerá de la profundidad en la que se encuentren, en otras palabras a mayor profundidad menor energía llegará al electrodo (N Massó et al, 2010).

No obstante, se debe colocar un electrodo de referencia a una gran distancia de la superficie de registro y sobre un tejido eléctricamente neutro (N Massó et al, 2010).

Fase de registro

- 4 Obtención de la contracción voluntaria máxima (CVM): Es fundamental para la normalización de los datos registrados durante la actividad máxima del musculo evaluado, puesto que nos permite comparar distintas muestras de diferentes sujetos (N Massó et al, 2010).
- 5 Registro: Es la etapa de obtención de señal electromiográfica (N Massó et al, 2010).

Fase de procesado

- 6 Procesado de la señal: Se debe preparar la señal registrada por el electromiógrafo, eso dependerá del tipo de análisis que se quiere interpretar, idealmente de amplitudes y de frecuencias (N Massó et al, 2010).

Análisis de Amplitudes

Este proceso pretende convertir una muestra electromiográfica de valores alternos positivos y negativos y de una alta variabilidad, en un gráfico que se aproxime al nivel de activación muscular (N Massó et al, 2010). Se debe seguir:

-Filtrado de la señal: Eliminando amplitudes y frecuencias que contaminan la señal, siendo artefactos o contaminantes propios del registro (N Massó et al, 2010).

-Rectificación de la señal: Cambiando todos los voltajes negativos a positivos (N Massó et al, 2010).

-Aplicación de un algoritmo de suavizado: Para obtener una imagen estandarizada de la activación muscular, el más utilizado es la Root Mean Square, parámetro que representa la potencia de la señal (N Massó et al, 2010).

-Normalización de la CVM: En esta parte se obtienen porcentajes relativos cuando se dividen los valores numéricos de amplitud resultantes del algoritmo de suavizado por el valor de la contracción voluntaria máxima (N Massó et al, 2010).

Análisis de las Frecuencias

-Filtrado: Se realiza cuando quedan detalles por modificar del análisis anterior (N Massó et al, 2010).

-Aplicación del sistema de descomposición de la señal en las diferentes frecuencias que la componen (FFT): El objetivo es tener diferentes señales, a través de una sumatoria de diferentes señales de una sola frecuencia y amplitud, formando una gráfica que entrega las frecuencias y la intensidad de las señales (N Massó et al, 2010).

Durante el desarrollo de esta investigación se utilizó para el análisis de las muestras de EMG el software MATLAB con el algoritmo EMD y posteriormente la descomposición de la señal final a través de la Transformada de Hilbert Hung.

El método de descomposición empírica de modos (EMD) se desarrolló a partir de la década de los 90, para el análisis de procesamiento digital no lineal y no estacionario (Huang, N. E, 1998). Por tanto, es una herramienta que permite descomponer cualquier señal temporal en 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). Éstas 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; Deléché E., Lemoine J 2005).

El procedimiento para obtener los IMF propuesto por Huang:

1. Identificar los puntos extremos de la función x , es decir los máximos y mínimos.
2. Interpoliar los puntos máximos y mínimos para obtener una envolvente, ya que se debe cubrir toda la señal.
3. Calcular el promedio de las envolventes : $m = (e_{\max} + e_{\min})/2$
4. Calcular $h = x - m$, h es el indicado para ser IMF, entonces para los pasos 1 a 4 se deben manejar con h como la nueva función hasta que se cumplan las condiciones descritas para los IMFs
5. h pasa a ser el primer IMF, una vez que se hayan cumplido las condiciones
6. Ahora calcular el residuo: $r = x - \Sigma \text{IMF}$, r se transforma en la nueva función y a continuación se repiten los pasos para encontrar el siguiente IMF.
7. Este procedimiento se repite hasta que el residuo se pueda considerar como insignificante, es decir simétrica sin máximos y mínimos.

Durante el procesamiento de la señal con filtro EMD, el objetivo es extraer la señal $x(t)$ 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, se ilustra en la siguiente imagen :

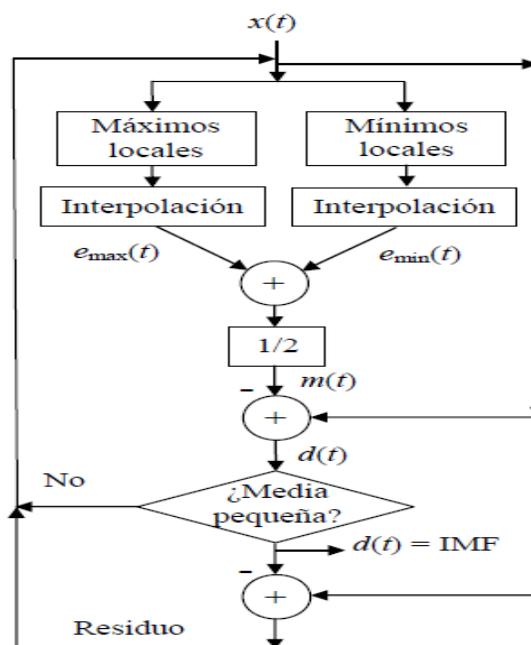


Figura 1. Método de EMD

Estas funciones nos llevan 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.

Sin embargo, existe otra herramienta asociada a EMD que permite agrupar las funciones IMF y con esto obtener una señal analítica, la cual se denomina La Transformada de Hilbert- Huang (HHT) (Huang, N. E, 1998).

La TH 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 Transformada de Hilbert:

- El número de extremos y el número de cruces por cero deben ser iguales 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).

La Transformada de Hilbert H a cada IMF $a(t) \times \cos[\varphi(t)]$, se obtiene su resultante en cuadratura (Hahn, 1996):

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

Este último resultado multiplicado por la unidad imaginaria i permite obtener la señal analítica asociada $a(t) \times \exp[i \varphi(t)]$. A esto se le denomina como TH (Hahn, 1996). Representada en la siguiente fórmula:

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

Donde $\int \omega_k(t) dt = \varphi_k(t)$ es la fase instantánea de la k -ésima 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 importante (Hahn, 1996).

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

Esta ecuación es muy parecida a la anterior, la diferencia está en que contiene más términos y la amplitud y la frecuencia son variables en el tiempo, de contrario con la ecuación anterior que presenta una amplitud y frecuencia constante (Hahn, 1996).

Este sistema de evaluación de la activación muscular implica medir la energía eléctrica que viaja por medio de las fibras musculares a la piel, por ende se ha utilizado para determinar los umbrales metabólicos durante una graduada prueba de esfuerzo (Candotti CT, Loss J, 2008).

Durante el ciclismo

La EMGS se ha utilizado para monitorear las respuestas de activación muscular debido a los cambios en la carga de trabajo (Baum BS, Li L, 2003), cadencia de pedaleo, posición del cuerpo del sujeto en la bicicleta, estado de fatiga y la habilidad del ciclista (Chapman A, Vicenzino B, Blanch P, Hodges P, 2009).

Desde una visión cualitativa, los músculos de las extremidades inferiores se activan y desactivan en un momento dado del ciclo de arranque. Para extensores de rodilla (vasto externo y recto femoral), la mayor activación se obtiene cerca del punto muerto superior (0° del ciclo de arranque), este nivel temprano de reclutamiento se asocia a la extensión de rodilla para mover la manivela hacia adelante. Sin embargo, los extensores de cadera (glúteo mayor) comienza su activación en la posición más adelantada del pedaleo (90° del ciclo de arranque) con el propósito de acelerar la manivela y conducir grandes fuerzas a los pedales. Los flexores plantares (por ejemplo el gastrocnemio medial) se activa durante la transferencia de la fuerza de las piernas a los pedales en la sección posterior del ciclo de arranque (Sanderson DJ, Martin PE, Honeyman G, Keefer J, 2006).

La acción combinada de los flexores de rodilla y flexores plantares, ayuda en la rotación hacia atrás de la manivela en la parte inferior de la carrera (180° del ciclo de arranque), para cambiar la dirección de la fuerza (Lucia A, San Juan AF, Montilla M, Canete S, Santalla A, Earnest C, Perez M, 2004). Por otro lado, algunos músculos actúan durante la fase ascendente (fase de recuperación) para mover los pedales hacia arriba por medio de la flexión de la cadera, flexión de rodilla y dorsi-flexión de tobillo (tibial anterior) (Dorel S, Couturier A, Hug F, 2009).

Carga de trabajo

Los cambios de resistencia que se genera mientras pedalea el ciclista, es la carga de trabajo, expresada en unidades de trabajo mecánico (Joules). En el ciclismo se ha demostrado que el nivel de carga de trabajo influye en la activación muscular (Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Mota CB, Guimarães ACS, 2008). Además, también aumenta la activación de los isquiotibiales cuando la carga de trabajo es mayor durante un ejercicio graduado en bicicleta, contribuyendo a una sintonización de coactivación entre los flexores y extensores de rodilla (Candotti CT, Loss JF, 2009). Sin embargo, cuando aumenta la carga de trabajo durante el ciclismo, se potencia la activación de los

extensores de la articulación de cadera y de rodilla, produciendo una respuesta de los isquiotibiales y de los flexores plantares de tobillo (Candotti CT, Loss JF, 2009).

Cadencia de pedaleo

La cadencia de pedaleo está relacionada con la carga de trabajo, por tanto los ciclistas necesitan controlar la fuerza y la velocidad, por la capacidad de la fuerza a la velocidad que realiza el acortamiento muscular (MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF, 2000), ambos dependiendo de la cadencia del pedaleo, ya que a mayor contribución de las fuerzas de inercia a la manivela produce una mayor cadencia de pedaleo, lo que genera un menor requerimiento de la fuerza muscular, es decir, el aumento de la cadencia de pedaleo para una carga de trabajo constante puede conducir a una menor activación muscular (MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF, 2000), Entonces para los entrenamientos podría existir menos fatiga muscular si los deportistas aumentan su cadencia de pedaleo (por ejemplo 90 rpm) con el objetivo de disminuir la activación muscular (Marsh AP, Martin PE, Sanderson DJ, 2000).

Posición del ciclista sobre la bicicleta

La posición de la extremidad superior e inferior es importante para determinar el patrón de activación muscular (Dorel S, Couturier A, Hug F, 2009).

Las modificaciones de la posición del sillín vertical y horizontal interfieren en los ángulos de las articulaciones de los miembros inferiores (Tamborindéguy AC, Bini RR, 2011), porque cambian la longitud muscular y su potencial para la producción de fuerza durante el ciclo de arranque, teniendo en consideración que la activación muscular está influenciado por la longitud muscular (Guimaraes AC, Herzog W, Allinger TL, Zhang YT, 1995).

Fatiga

Los estudios han mostrado que los ciclistas controlan inconscientemente la activación muscular con el objetivo postergar en el tiempo el agotamiento muscular (Tucker R, Rauch L, Harley YXR, Noakes TD, 2004), No obstante, los cambios de la fatiga durante el ejercicio aumenta la activación de los músculos de la articulación de la cadera y de rodilla, ya que éstos desencadenan la transmisión de energía a la manivelas, por tanto el control subconsciente del sistema nervioso central se manifiesta con el fin de aplazar el agotamiento muscular (Tucker R, Rauch L, Harley YXR, Noakes TD, 2004).

A continuación se hablara específicamente del análisis electromiográfico del ciclismo en triatletas.

Para realizar un análisis electromiográfico del ciclismo se divide el ciclo en 3 fases:

1. Fase de propulsión / descendente.

2. Fase de recuperación / ascendente.

3. La fase de empuje, en la que el pie empuja hacia adelante en el centro muerto superior (TDC)

Electromiografía en ciclismo.

Gregor y Rugg (1986) estudiaron el patrón de activación muscular en el ciclismo. Estudiaron 8 músculos (vasto interno, vasto lateral, recto femoral, tibial anterior, bíceps femoral y glúteo mayor) en 10 ciclistas masculinos, a 85 rpm, en donde se concluyó que más del 50% de la activación muscular ocurre durante la fase de propulsión. Los extensores de rodilla disminuyeron su activación en las etapas posterior, en cambio isquiotibiales, gemelos y glúteo mantuvieron su actividad hasta la última fase. Pruitt en 1988 describe un patrón de activación similar.

Posteriormente Gregor y Conconi (2000) presentan una descripción más detallada del patrón de activación muscular, especialmente en la fase de recuperación. Se concluyó que vasto medial y lateral que son músculos monoarticulares, presentan una activación de inicio rápido pero prácticamente constante en todo el ciclo, en cambio recto femoral, músculo biarticular, presenta una activación más gradual y declinar. Además se observó que el soleo al ser un músculo monoarticular, se activó previo a los gastrocnemios que son biarticulares. El semimembranoso y semitendinoso fueron activados en la TDC, generando mayor actividad a los 90° de TDC, además el semitendinoso se activó después que el semimembranoso. Por último indicaron que en la fase de recuperación (180-360°) la extremidad inferior flexionada activamente, reduce la resistencia de la manivela para la pierna contralateral, además de ayudar a dicha extremidad en la propulsión. A continuación se adjunta una tabla resumen de las actividades musculares medido con electromiografía.

Músculo	Función	Rango de acción aprox	Angulo de máxima activación aprox.
Glúteo mayor	Extensión de cadera	340-130°	80°
Vasto lateral	Extensión de rodilla	300-130°	30°
Vasto medial	Extensión de rodilla	300-130°	30°
Recto femoral	Extensión de rodilla/ flexión de cadera	200-110°	20°
Soleo	Estabilizador de tobillo	340-270°	90°
Gastocnemio	Estabilizador de tobillo/ flexión de rodilla	350-270°	110°
Tibial anterior	Estabilización de tobillo/ flexión de tobillo	Todo el rango	280°
Isquiotibiales	Flexión de rodilla	10-250°	100°
Bíceps femoral	Flexión de rodilla/ extensión de cadera	350-230°	110°

Tabla 2 patrones de activación de los principales grupos musculares durante el pedaleo (adaptado por Ryan y Gregor 1992)

De lo anterior se concluye que una óptima fuerza de pedaleo incluye tanto la fase de propulsión como de recuperación. Los flexores de cadera y rodilla participan para levantar el pedal hacia atrás y en la fase de recuperación (Broker & Gregor, 1996). Además existe una importancia de la participación de las extremidades superiores y tronco durante el pedaleo, pero no hay una descripción detallada de esto, por lo que existe la necesidad de evaluar la activación en detalle del miembro superior y del tronco durante el pedaleo (Schmidt, 1994).

Resultados.

Los datos obtenidos de la muestra fueron analizados a través de la prueba estadística T student para muestras independientes. Todos los análisis se realizaron mediante el paquete estadístico SPSS, a un nivel de confianza del 95%.

Se presentan a continuación tres tablas que contienen la información del patrón de activación muscular en tres momentos diferentes, el inicio de la activación (onset), activación máxima (peack), fin de la activación (offset) para los ocho músculos evaluados, glúteo mayor (GM), vasto lateral (VL), vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST), tibial anterior (TA), gastrocnemio lateral (GaL) y gastrocnemio medial (GaM), en la posición tradicional (1) y aerodinámica (2).

Posición	GM	VL	VM	BF	ST	TA	GaL	GaM
Media(1)	149,3°	112,86°	104,27°	110,26°	190,63°	39,66°	193,79°	195,04°
Media(2)	152,44°	107,51°	86,82°	143,41°	179,78°	95,07°	200,06°	181,75°
Sig.	0,821	0,706	0,326	0,131	0,821	0,406	0,406	0,762

Sig. menor al 0,05 indica diferencias significativas según la prueba T student para muestras independientes.

Tabla 3: comportamiento de la activación muscular (onset) promedio en posición tradicional y aerodinámica.

La tabla 3 muestra que no se encontraron diferencias significativas de los momentos de onset de activación muscular entre la posición tradicional y aerodinámica. Por otra parte se puede evidenciar que los músculos, vasto lateral, vasto medial, semitendinoso y gastrocnemio medial, tienden a tener su onset de activación más tempranamente al pasar de la posición tradicional a aerodinámica. En este sentido se puede apreciar que al contrario de lo antes mencionado, el resto de la musculatura evaluada tiende a tener su onset de activación más tardíamente al pasar de la posición de pedaleo tradicional a aerodinámica.

Posición	GM	VL	VM	BF	ST	TA	GaL	GaM
Media(1)	239,99°	208,59°	200,28°	268,13°	291,9°	133,76°	277,25°	291,44°
Media(2)	235,74°	181,82°	205,07°	272,01°	272,03°	131,94°	273°	276,6°
Sig.	0,706	0,041	0,597	0,880	0,545	0,880	0,650	0,199

Sig. menor al 0,05 indica diferencias significativas según la prueba T student para muestras independientes.

Tabla 4: comportamiento de la activación muscular (peack) promedio en posición tradicional a aerodinámica.

La tabla 4 muestra que no se encontraron diferencias significativas en los peak de activación muscular entre la posición tradicional y aerodinámica, a excepción del musculo vasto lateral como se aprecia en la tabla. Por otra parte se puede evidenciar que los músculos, vasto medial y bíceps femoral tienden a tener su peak de activación mas tardiamente al pasar de la posición tradicional a aerodinámica, a diferencia de la musculatura restante que presenta su peak de activación más temprano al pasar de la posición tradicional a aerodinámica.

Posición	GM	VL	VM	BF	ST	TA	GaL	GaM
Media(1)	297,3°	289,78°	280,64°	216,07°	84,74°	189,57°	55,11°	171,92°
Media(2)	294,15°	302,11°	299,93°	117,68°	150,07°	201,64°	65,4°	99,16°
Sig.	0,940	0,096	0,041	0,096	0,227	0,821	0,545	0,545

Sig. menor al 0,05 indica diferencias significativas según la prueba T student para muestras independientes.

Tabla 5: comportamiento de la activación muscular (offset) promedio en posición tradicional y aerodinámica.

La tabla 5 muestra que no se encontraron diferencias significativas de los momentos de offset de activación muscular entre el pedaleo en posición tradicional y aerodinámica, a excepción del musculo vasto medial como se aprecia en la tabla. Por otra parte se puede evidenciar que los músculos, vasto lateral, vasto medial, semitendinso, tibial anterior y gastrocnemio lateral, tienden a presentar un offset mas tardío al pasar de la posición tradicional y aerodinámica. En este sentido se puede apreciar que al contrario de lo antes mencionado, el resto de la musculatura evaluada tiende a presentar un offset más temprano al pasar de la posición tradicional a aerodinámica.

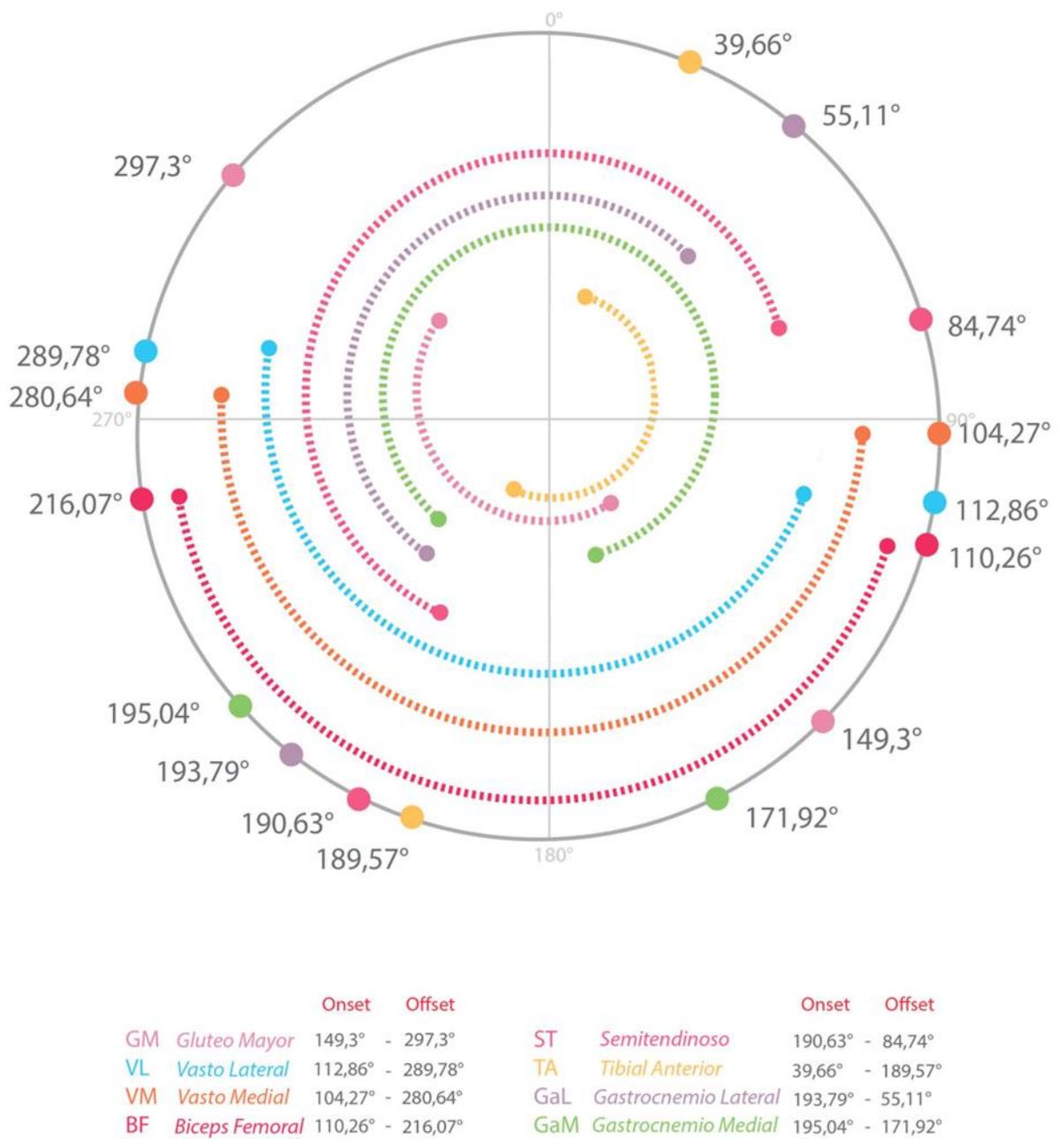


Ilustración 1: esquema de activación muscular promedio de los ciclo de la manivela en posición tradicional.

En la ilustración 1 se observa los patrones de activación muscular, representado en onset y offset de los ocho músculos evaluados en la posición tradicional, en donde se puede apreciar que el músculo que se encuentra más tiempo activo durante el ciclo del crank es el gastrocnemio lateral, seguido del semitendinoso y gastrocnemio medial. Además el primer musculo en activarse es el tibial anterior, en la primera parte de la fase de propulsión. También se observa que entre los 90° y 180° del ciclo es donde ocurre la mayoría de los onset, en donde cuatro de los ocho músculos evaluados comienzan su activación en esta fase, vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral y glúteo mayor. Los cuales comenzaran a apagarse pasando los 200° del ciclo. Por lo que en se puede decir que se activan primeramente en la fase de propulsión, los músculos que actúan en glúteo y rodilla, para luego activarse los músculos que actúan en tobillo en la fase de recuperación.

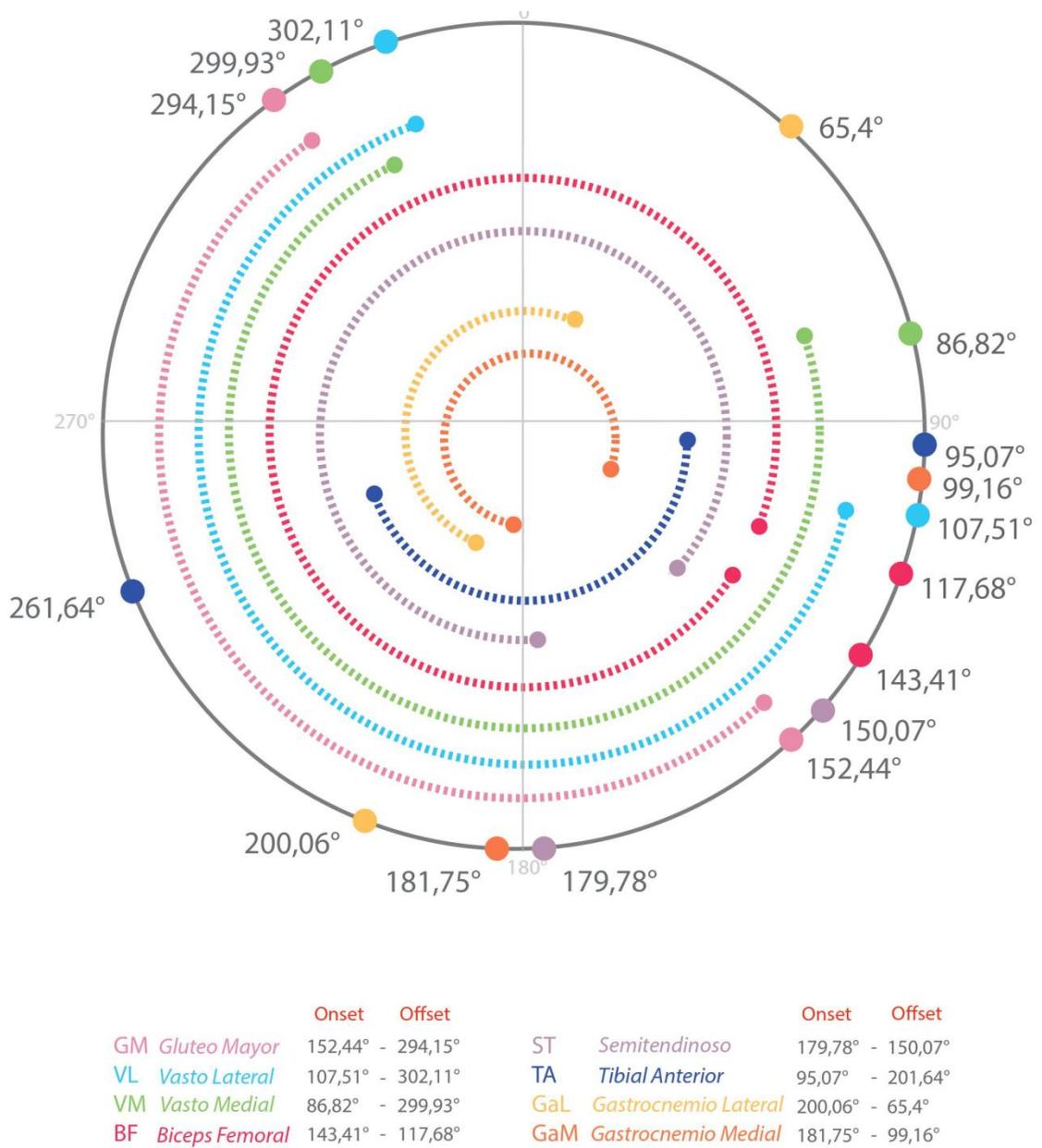


Ilustración 2: esquema de activación muscular promedio de los ciclo de la manivela en posición aerodinámica

En la ilustración 1 se representa el onset y offset del patrón de activación de los ocho músculos en estudio en posición tradicional, en donde se puede señalar que el bíceps femoral presenta la mayor activación durante el ciclo de la manivela, seguido del smeitendinoso. Además se observa que entre los 90° y 180° ocurre el onset de la mayoría de los músculos, ya que cinco de los ocho músculos evaluados comienzan su actividad en esta fase. Entre 180° y 270° se mantienen activos todos los músculos, luego acercándose hacia los 360°, tres músculos se apagan, vasto medial, vasto lateral y glúteo mayor, que se vuelven a encender al pasar los 80°. En comparación a la posición tradicional, en la aerodinámica no se puede observar una diferencia marcada de la activación por grupos musculares o por articulación

Discusión.

El objetivo del estudio fue comparar los patrones de activación muscular de ocho músculos, glúteo mayor, vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, semitendinoso, tibial anterior, gastrocnemio lateral, gastrocnemio medial, a través de EMG de superficie, al pedalear en la posición tradicional y aerodinámica del ciclismo en triatletas, a una cadencia de 90 rpm y a su potencia umbral, evaluado en su propia bicicleta de competencia. Este trabajo se realizó para describir el patrón de activación muscular que presentan los triatletas y con eso poder generar herramientas para un entrenamiento óptimo de los deportistas en esta disciplina (Raymond 2005).

A pesar de no existir diferencia significativa en el patrón de activación muscular entre una posición y la otra, no deja de ser fundamental describir el momento de activación presente en los ocho músculos estudiados en las dos posiciones, ya que según los datos recogidos, se pudo evidenciar que los tiempos de onset, peak, offset si son variables en el cambio de posición tradicional y aerodinámica. A continuación se procede a caracterizar el patrón de activación de ambas posiciones:

- Posición tradicional (1):
 - Onset: el primer músculo en activarse es el tibial anterior, seguido del vasto medial, bíceps femoral, vasto lateral, glúteo mayor, semitendinoso, gastrocnemio lateral y gastrocnemio medial.
 - Peak: el primer músculo que logra su peak es tibial anterior, seguido de vasto medial, vasto lateral, glúteo mayor, bíceps femoral, gastrocnemio lateral, gastrocnemio medial y semitendinoso
 - Offset: el primer músculo en apagarse es gastrocnemio lateral seguido de semitendinoso, gastrocnemio medial, tibial anterior, bíceps femoral, vasto medial, vasto lateral y glúteo mayor.

De lo descrito anteriormente se puede comentar que existen tiempos de activación similares entre músculos monoarticulares y biarticulares, y momentos de co-contracción. Como por ejemplo los momentos de onset de los vastos del cuádriceps son cercanos al onset del bíceps femoral, a pesar de que son antagonistas. Lo que podría explicarse como un mecanismo para mantener la estabilidad de la articulación, y para transmisión de energía (Raymond, 2005) pero, Tarrago 2009 afirma que la co-contracción es un reflejo de movimiento ineficiente, ya que altera el índice de eficiencia del pedaleo, al aumentar el gasto metabólico. Es por esto que los ciclistas tienen una performance más eficiente que los triatletas ya que presentan un reclutamiento muscular más específico. Siguiendo con el ejemplo anterior, los vastos son músculos sinergistas monoarticulares, tienen un comportamiento en el offset separados por un par de grados, lo que se relaciona con las demandas de la propia articulación (Raymond, 2005; Prilutsky, 2000).

En el caso de los gastrocnemios, los cuales son músculos sinergistas biarticulares, presentan un offset distinto ya que deben responder a la demandas de dos articulaciones (Raymond, 2005; Prilutsky, 2000).

- Posición aerodinámica (2):

- Onset: el primer musculo en activarse es vasto medial, tibial anterior, vasto lateral, bíceps femoral, glúteo mayor, semitendinoso, gastrocnemio medial y gastrocnemio lateral.

- Peak: el primer musculo en alcanzar su peak de activación es tibial anterior, vasto lateral, vasto medial, glúteo mayor, bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnemio lateral y medial.

- Offset: el primer musculo en apagarse es, gastrocnemio lateral gastrocnemio medial, bíceps femoral, semitendinoso, tibial anterior, glúteo mayor, vasto medial y vasto lateral.

De lo descrito anteriormente se puede comentar que existen tiempos de activación similares entre músculos monoarticulares y biarticulares, y momentos de co-contracción. En esta posición, al contrario de la anterior se puede apreciar que no existen momentos de co-contracción de los vastos del cuádriceps con los isquiotibiales. En este caso los músculos gastrocnemios, sinergistas biarticulares actúan prácticamente de forma simultánea, pero presentan su offset diferente ya que actúan en dos articulaciones.

Independiente de esto el músculo vasto lateral presenta un peak significativamente diferente entre una posición y otra, alcanzando este momento antes en la posición aerodinámica. A su vez el vasto medial, presenta un offset también significativamente diferente entre ambas posiciones, presentándose más tardíamente en la posición aerodinámica.

De los resultados presentados anteriormente se puede determinar que no existe una diferencia significativa en el patrón de activación muscular (onset, peak, offset), en los músculos evaluados en la posición tradicional y aerodinámica. Esto quiere decir que aunque en estudios preliminares se encontraron diferencias en los grados de flexión de cadera al cambiar de posición, esto no interfiere en el patrón de activación muscular. Esta afirmación también fue corroborada por Bini en 2012 en donde estudio los efectos de ciclistas y triatletas en los cambios de posición, para lo cual no encontró diferencia significativa en la fuerza ejercida sobre el pedal, pero si en los ángulos de cadera y rodilla, lo que se explicaría como un mecanismo para mantener la potencia de salida. Los cambios en la cinemática del ciclismo entregan información propioceptiva para que el patrón de activación muscular no altere la potencia durante la competencia. Existe una estrecha relación entre el movimiento y la adaptación, dada por los propioceptores que

actúan durante la cinemática del ciclismo, que envían información acerca de los cambios de posición, aceleración, velocidad y presión a nivel articular hacia centros superiores. Lo descrito anteriormente es fundamental para comprender las bases del control motor (Katya Mileva, Duncan Turner, 2003). Dentro del control motor existe la teoría de Bernstein que puede ser aplicada a los movimientos cíclicos y repetitivos como el ciclismo, en donde hay una variabilidad de movimiento controlada por el sistema nervioso. Esta variabilidad se expresa en grados de libertad que presenta un segmento, los cuales están orientados en la realización de una tarea. (Todorov, 2002). No obstante, en movimientos repetitivos como el ciclismo los músculos implicados actúan en relación a diferentes factores respecto a la generación de fuerza, puesto que los cambios en la cadencia afectan a la cinética pero no así a la cinemática. Es por esto que los cambios cinéticos durante el ciclismo pueden afectar los patrones de activación muscular (Hug F, 2011). Sin embargo, en nuestro estudio se demostró que en cadencias constantes (90 rpm) no afecta a la cinemática del movimiento y tampoco a la activación muscular, ya que no existen diferencias significativas en el patrón de activación muscular.

Como se expresó anteriormente no existe diferencia significativa en el patrón de activación muscular en el cambio de posición tradicional a aerodinámica, lo que podría explicarse por diferentes mecanismos como, la variabilidad de activación muscular para los triatletas, puesto que engloba tres disciplinas, que conlleva una adaptación neuromuscular (Bini RR, 2014). Esta adaptación neuromuscular se genera para mantener el rendimiento durante la competencia, ya que se ha demostrado en estudios preliminares (Torres- Oviedo y Ting, 2010; Abrazo et al., 2011), que para mantener una potencia se generan adaptaciones a través de la coordinación muscular. En este mecanismo de coordinación muscular, actúan las sinergias de tal forma en que sus componentes se activan en momentos distintos, por lo que contribuye a mantener el movimiento, dentro de una misma potencia y con esto retrasar la fatiga. Además, del control que existe a través de las sinergias, esta adaptación se puede explicar en base a los mecanismos orientados a la tarea, que en este caso es mantener el rendimiento y la potencia, lo cual se lleva a cabo por medio de los cambios en la variabilidad de los músculos de acuerdo a los requerimientos que surgen durante la carrera donde estos se organizan en diferentes estrategias comandadas por el sistema nervioso central (Enders, 2013).

Conclusiones.

El patrón de activación muscular en los ocho músculos evaluados, en el onset, peak y offset, durante el cambio de posición tradicional a aerodinámica en triatletas, no presenta cambios significativos, por lo que se puede inferir que el conjunto de sistemas que mueven al cuerpo humano, se coordinan de manera tal, para generar adaptaciones en pro de los diferentes factores que pueden influir en el deportista. Dichas adaptaciones se alcanzan con entrenamiento adecuadas, para mantener el rendimiento durante la competencia. Puesto que el triatlón a diferencia del ciclismo engloba tres disciplinas, por lo que su forma de pedalear es menos eficiente desde el punto de vista técnico, pero aun así puede mantener el ritmo que le impone la carrera. El triatleta presenta menos especificidad en el reclutamiento muscular, por lo que genera mayores co-contracciones que un ciclista que solo se dedica a entrenar esta disciplina, aun así gracias al entrenamiento que reciben, adoptan mecanismos neuromusculares compensatorios que buscan modificaciones a través de la coordinación muscular, para mantener la potencia y retrasar la fatiga. Por lo que una especificidad en el entrenamiento es más beneficiosa que la cantidad de tiempo que le dedique.

No obstante, se puede inferir en este estudio que la posición aerodinámica presenta una mayor eficiencia en comparación a la posición tradicional, porque disminuye la resistencia del viento y además no tiene un mayor costo energético a nivel muscular, al no presentar cambios significativos en el patrón de activación, a pesar de que existen diferencias angulares en la cadera entre una posición y otra.

Por otro lado, si la muestra del estudio hubiese sido de un mayor tamaño o si el tiempo en que se mantiene cada posición fuese prolongado, se infiere que los resultados serían distintos, es por esto que se sugiere seguir abordando el tema en futuras investigaciones.

Sin embargo la descripción entregada de los patrones musculares que presentan los triatletas, es una potente herramienta que debe ser utilizada como fundamento para nuevos diseños de entrenamiento, que busquen alcanzar el alto rendimiento.

Bibliografía.

- Abbiss CR, Laursen PB. (2008) Describing and understanding pacing strategies during athletic competition. *Sports Med.*; 38(3):239–252.
- Abbiss CR, Laursen PB (2005). Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Med.*; 35(10):865–898.
- Abbiss CR, Quod MJ, Martin DT, et al (2006). Dynamic pacing strategies during the cycle phase of an Ironman triathlon. *Med Sci Sports Exerc*; 38(4):726–734.
- Aisbett B, Lerossignol P, McConell GK, Abbiss CR, Snow R (2009). Influence of all-out and fast start on 5-min cycling time trial performance. *Med Sci Sports Exerc.*; 41(10):1965–1971.
- Albertus Y, Tucker R, St Clair Gibson A, Lambert EV, Hampson DB, Noakes TD (2005). Effect of distance feedback on pacing strategy and perceived exertion during cycling. *Med Sci Sports Exerc.*; 37(3): 461–468.
- Asplund, C., & St Pierre, P. (2004). Knee pain and bicycling: Fitness concepts for clinicians. *Physician and Sportsmedicine*, 32(4), 23–30.
- Bailey SJ, Vanhatalo A, DiMenna FJ, Wilkerson DP, Jones AM (2011). Fast-start strategy improves VO₂ kinetics and high-intensity exercise performance. *Med Sci Sports Exerc*; 43(3):457–467.
- Baum BS, Li L (2003) Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13 (2):181-190
- Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, MacNaughton LR (2002). Specific aspects of contemporary triathlon. *Sports Med*; 32:1–15.
- Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, McNaughton LR (2002). Specific Aspects of Contemporary Triathlon: Implications for Physiological Analysis and Performance. *Sports Med.*; 32(6):345–359.
- Bergen, J.R., Anandan, P., Hanna, K.J., Hingorani, R., (1992). Hierarchical model-based motion estimation. In: *Proc. ECCV*, pp. 237–252.
- Bernard T, Hausswirth C, Le Meur Y, Bignet F, Dorel S, Brisswalter J. (2009) Distribution of power output during the cycling stage of a Triathlon World Cup. *Med Sci Sports Exerc.* 41(6):1296–1302.
- Bernstein N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements.* Oxford, United Kingdom: Pergamon Press.
- Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Mota CB, Guimarães ACS (2008) Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport* 11 (4):363-370.
- Bini RR, Carpes FP (2014) *Biomechanics of cycling*, Ed springer
- Bini RR, Diefenthaler F (2010) Kinetics and kinematics analysis of incremental cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 9 (4):223-235.

- Bini RR, Hume PA, Croft JL (in press) (2010). Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. *European Journal of Sport Science*.
- Bini RR, Hume PA, Croft JL (2012). Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. *European Journal of Sport Science*.
- Bini RR, Hume PA, Croft JL (2011) Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine* 41 (6):463-476
- Bini RR, Hume PA (2013) Effects of workload and pedalling cadence on knee forces in cyclists. *Sports Biomechanics* 12 (2)
- Bini RR, Hume PA, Croft J, Kilding AE (2013) Pedal force effectiveness in Cycling: a review of constraints and training effects. *Journal of Science and Cycling* 2 (1):11-24
- Bini RR, Senger D, Lanferdini FJ, Lopes AL (2012) Joint kinematics assessment during cycling incremental test to exhaustion. *Isokinetics and Exercise Science* 20 (1):99-105.
- Bini RR, Hume PA, Lanferdini FJ, Vaz MA (2013) Effects of moving forward or backward on the saddle on knee joint forces during cycling. *Physical Therapy in Sport* 14 (1):23-27.
- Bini RR, Hume PA, Lanferdini FJ, Vaz MA (2012) Effects of body positions on the saddle on pedaling technique for cyclists and triathletes. *European Journal of Sport Science*.
- Bressel E, Larson BJ (2003) Bicycle seat designs and their effect on pelvic angle, trunk angle, and comfort. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35 (2):327-332
- Brisswalter J, Hausswirth C. (2008) Consequences of drafting on human locomotion: benefits on sports performance. *Int J Sports Physiol Perform.*;3(1):3–15.
- Burnett AF, Cornelius MW, Dankaerts W, O'Sullivan PB (2004) Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: A comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects - A pilot investigation. *Manual Therapy* 9 (4):211-219.
- Caldwell GE, McCole SD, Hagberg JM (1994). Pedal force profiles during uphill cycling. In: Herzog W, Nigg BM, editors. *Proceedings of the 8th Canadian Society of Biomechanics Conference*; 1994 Aug; Calgary. Calgary: Canadian Society of Biomechanics.; 58-9
- Callaghan MJ (2005) Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 9 (3):226-23.
- Capelli C, Rosa G, Butti F, et al (1993). Energy cost and efficiency of riding aerodynamic bicycles. *Eur J Appl Physiol*; 67:144-9
- Candotti CT, Ribeiro J, Soares DP, De Oliveira AR, Loss JF, Guimarães ACS (2007) Effective force and economy of triathletes and cyclists. *Sports Biomechanics* 6 (1):31-43

- Candotti CT, Loss JF, Bagatini D, Soares DP, da Rocha EK, de Oliveira AR, Guimarães ACS (2009) Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19 (5):915-921.
- Candotti CT, Loss JF, Melo MDO, La Torre M, Pasini M, Dutra LA, De Oliveira JLN, De Oliveira Jr LP (2008) Comparing the lactate and EMG thresholds of recreational cyclists during incremental pedaling exercise. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 86 (5):272-278.
- Chapman A, Vicenzino B, Blanch P, Hodges P (2009) Do differences in muscle recruitment between novice and elite cyclists reflect different movement patterns or less skilled muscle recruitment? *Journal of Science and Medicine in Sport* 12 (1):31-34
- Cherry PW, Lakomy HK, Nevill ME, Fletcher RJ (1997). Constant external work cycle exercise—the performance and metabolic effects of all-out and even-paced strategies. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*;75(1):22–27.
- Claudia Tarrago Candotti, J. F. (2009). Cocontraction and economy of triathletes and cyclist at different cadences during cycling motion. *journal of electromyography and kinesiology* , 915-921.
- Cohen ZA, Roglic H, Grelsamer RP, Henry JH, Levine WN, Mow VC, Ateshian GA (2001) Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain exercises : An analysis using computer simulation. *American Journal of Sports Medicine* 29 (4):480-487
- Deléchelle E., Lemoine J., Niang O (1998). Empirical Mode Decomposition: An Analytical Approach for Sifting Process. *IEEE Signal Processing Letters*, 12, 764-767, 2005.
- De Vey Mestdagh K (1998) Personal perspective: In search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics* 29 (5):325-334
- Diefenthaler F, Carpes FP, Bini RR, Mota CB, Guimaraes ACS (2008) Methodological proposal to evaluate sagittal trunk and spine angle in cyclists: Preliminary study. *Brazilian Journal of Biomechanics* 2 (4):284-293
- Diefenthaler F, Coyle EF, Bini RR, Carpes FP, Vaz MA (2012) Muscle activity and pedal force profile of triathletes during cycling to exhaustion. *Sports Biomechanics* 11 (1):10-19.
- Dingwell JB, Joubert JE, Diefenthaler F, Trinity JD (2008) Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 55 (11):2666-2674
- Dorel S, Couturier A, Hug F (2009) Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 19 (1):44-54

- Enders H, Maurer C, Baltich J, Niggb (2013). Task- oriented control of muscle coordination during cycling.
- Ericson MO, Nisell R (1987) Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Physical Therapy* 67 (9):1365-1369.
- Ericson MO. Muscular function during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med* 1988;20:35–41.
- Eirck W, Faria, D. L. (2005). The Science of cycling. *Sport med* , 313-337.
- F.Carpes, R. B. (2014). *BIOMECHANICS OF CICLING*. Switzerland: Springer.
- Ferrer-Roca V, Roig A, Galilea P, García-López J (2012) Influence of saddle height on lowerlimb kinematics in well-trained cyclists: Static versus dynamic evaluation in bike fitting. *Journal of Strength and Conditioning Research* 26 (11):3025-3029
- Fonda B, Sarabon N (2012) Biomechanics and energetics of uphill cycling: a review. *International Journal of Fundamental and Applied Kinesiology* 44 (1):5-17
- Foster C, deKoning JJ, Hettinga F, et al. (2004) Effect of competitive distance on energy expenditure during simulated competition. *Int J Sports Med.*; 25(3):198–204.
- Foster C, Snyder AC, Thompson NN, Green MA, Foley M, Schrage M. (1993);Effect of pacing strategy on cycle time trial performance. *Med Sci Sports Exerc.* 25(3):383–388.
- Fukuba Y, Whipp BJ (1999). A metabolic limit on the ability to make up for lost time in endurance events. *J Appl Physiol*; 87(2): 853–861.
- Garland SW (2005) An analysis of the pacing strategy adopted by elite competitors in 2000 m rowing. *Br J Sports Med.*; 39(1):39–42.
- Gibson A, Schabert EJ, Noakes TD (2001). Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.*; 281(1):R187–R196.
- Gibson A, Lambert EV, Rauch LHG, et al (2006). The role of information processing between the brain and peripheral physiological systems in pacing and perception of effort. *Sports Med.*; 36(8):705–722.
- Gnehm P, Reichenbach S, Altpeter E, et al. (1997) Influence of different racing positions on metabolic costs in elite cyclists. *Med Sci Sports Exerc*; 29: 818-23
- Gregor, R. J., & Conconi, F. (2000). Anatomy, biochemistry and physiology of road cycling. In R. J. Gregor, & F. Conconi (Eds.), *Road Cycling* (pp. 1–17). Oxford: Blackwell Science.
- Gregor, R. J., & Rugg, S. G. (1986). Effects of saddle height and pedaling cadence on power output and efficiency. In E. R. Burke (Ed.), *Science of cycling* (pp. 69–90). Champaign: Human Kinetics.

- Guimaraes AC, Herzog W, Hulliger M, Zhang YT, Day S (1994) Effects of muscle length on the EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied using non-periodic stimulation of ventral root filaments. *Journal of Experimental Biology* 193:49-64.
- Guimaraes AC, Herzog W, Allinger TL, Zhang YT (1995) The EMG-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. *Journal of Experimental Biology* 198 (4):975-987.
- Le pied du cycliste (1982). Considérations biomécaniques. *Medecine du Sport*. 56: 438.
- Hahn, S. (1996). "Hilbert Transforms in Signal Processing". Artech House, London, UK.
- 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 appliqué au positionnement de la chaussure. *Medecine du Sport*. 58: 136.
- Hausswirth C, Lehénaff D, Dréano P, Savonen K (1999). Effects of cycling alone or in a sheltered position on subsequent running performance during a triathlon. *Med Sci Sports Exerc.*; 31(4):599–604.
- Hausswirth C, Brisswalter J. (2008) Strategies for Improving Performance in Long Duration Events: Olympic Distance Triathlon. *Sports Med.*; 38(11):881–891
- Hausswirth C, Vallier JM, Lehenaff D, et al. Effect of two drafting modalities in cycling on running performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(3):485–492..
- Huang, N. E.; Shen, Z.; Long, S. R.; Wu, M. C.; Shih, H. H.; Zheng, Q.; Yen, N.-C.; Tung, C. C.; and Liu, H. H. (1998). "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis". *Proceedings of the Royal Society of London, Ser. A*, 454, 903–995.
- Hug, F. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review . *Journal electromyography and kinesiology* , 182-198.
- Hug F, Turpin NA, Couturier A, Dorel S (2011). Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *J neurophysiol*.
- Hull ML, Kautz S, Beard A (1991) An angular velocity profile in cycling derived from mechanical energy analysis. *Journal of Biomechanics* 24 (7):577-586
- International Triathlon Union. Olympic history. <http://www.triathlon.org/olympics/history>.
- Ishikawa, T., Matthews, I., Baker, S., 2002. Efficient Image Alignment with Outlier Rejection. Technical Report CMU-RI-TR-02-27, Carnegie Mellon University Robotics Institute.
- J. Garcia-Baró y M. Vaticón Herreros. (2006). Fisiología del ejercicio. En J. L. Chicharro, Organizació

- Jensen RL, Balasubramani S, Burley KC, Kaukola DR, Lachapelle JA (2010) Reliability of a digital method to determine frontal area of a cyclist. *Measurement in Physical Education and Exercise Science* 14 (2):130-136 n funcional del sistema motor (págs. 36-79). Madrid: Medica Panamericana.
- Jobson SA, Nevill AM, George SR, Jeukendrup AE, Passfield L (2008) Influence of body position when considering the ecological validity of laboratory time-trial cycling performance. *Journal of Sports Sciences* 26 (12):1269-1278
- Joseph Hamill, kathleen M. Knutzen (2009) *Biomecánica básica del movimiento humano* 3º edición. Editorial The point.
- Joseph S, Ganason R, Jalil AP, Aizam ZS, Wilson B A functional biomechanical analysis of an elite cyclist. In: Schwameder H, Strutzenberger G, Fastenbauer V, Lindinger S, Müller E (eds) *International Symposium on Biomechanics in Sports Salzburg - Austria, 2006*. Open Journal Systems
- Katya Mileva, Duncan Turner, Dietz (2003), Neuromuscular and biomechanical coupling in human cycling. *Exp Braine Res*, 393-403
- Khandpur R.S (2014). “Biomedical instrumentations. Technology and aplicaciones”, MacGraw-Hill
- Korff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC (2007) Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39 (6):991-995.
- Kyle CR. Mechanical factors affecting the speed of a cycle. InBurke ER, editor. *Science of cycling*. Champaign (IL): Human Kinetics, 1986: 124-8
- Kyle CR (1996) Selecting cycling equipment. In: Burke ER (ed) *High-Tech Cycling* Human Kinetics, pp 1-44
- Kyle CR. The aerodynamics of helmets and handlebars. *Cycling Sci* 1989; 1: 22-5
- LaFortune MA, Cavanagh PR Effectiveness and efficiency during bicycle riding. In: *International Series on Biomechanics*, 1983,pp 928-936.
- Lambert MI, Dugas JP, Kirkman MC, Mokone GG, Waldeck MR. Changes in running speeds in a 100 km ultra-marathon race. *J Sports Sci Med*. 2004;3(3):167–173.
- Laursen PB, Rhodes EC. Factors affecting performance in an ultraendurance triathlon. *Sports Med*. 2001;31(3):195–209.
- Lepers R, Rüst CA, Stapley PJ, Knechtle B. Relative improvements in endurance performance with age: evidence from 25 years of Hawaii Ironman racing. *Age (Dordr)*. 2013;35(3):953–962.
- Lepers R. Analysis of Hawaii ironman performances in elite triathletes from 1981 to 2007. *Med Sci Sports Exerc*. 2008;40: 1828–34.
- Lepers R, Sultana F, Bernard T, Hausswirth C, Brisswalter J. Age-related changes in triathlon performances. *Int J Sports Med*. 2010;31(4): 251–256.

- Le Meur Y, Bernard T, Dorel S, et al. Relationships between triathlon performance and pacing strategy during the run in an international competition. *Int J Sports Physiol Perform.* 2011;6(2):183–194.
- Le Meur Y, Hausswirth C, Dorel S, Bignet F, Brisswalter J, Bernard T. Influence of gender on pacing adopted by elite triathletes during a competition. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 106(4):535–545.
- Liang H., Bressler S., Desimone R., Fries P. Empirical mode decomposition: a method for analyzing neural data. *Neurocomputing*, 65-66, 801-807, 2005.
- Lucia A, San Juan AF, Montilla M, Canete S, Santalla A, Earnest C, Perez M (2004) In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (6):1048-1054.
- Marsh AP, Martin PE. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sport Exerc* 1995;27(2):217–25.
- MacDermid PW, Edwards AM (2010) 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.
- Macdonald JH, Farina D, Marcora SM (2008) Response of electromyographic variables during incremental and fatiguing cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 40 (2):335-344
- MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF (2000) Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (7):1281-1287
- Merletti, Roberto “Electromyography - Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications”. Editado por: Merletti, Roberto; Parker, Philip © 2004 John Wiley & Sons
- Marcora SM, Staiano W, Manning V. Mental fatigue impairs physical performance in humans. *J Appl Physiol* (1985). 2009;106(3):857–864.
- Marsh AP, Martin PE, Sanderson DJ (2000) Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? *Journal of Biomechanics* 33 (2):173-180
- Massó, N. (2010). *Aplicaciones de la electromiografía en el deporte*. Barcelona: Elsevier Doyma.
- Matthews, I., Ishikawa, T., Baker, S., 2004. The template update problem. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.* 26 (6), 810–815.
- Micklewright D, Papadopoulou E, Swart J, Noakes T. Previous experience influences pacing during 20 km time trial cycling. *Br J Sports Med.* 2010;44(13):952–960.
- Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V, Lattier G. Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* (1985). 2002;92(2):486–492.

- Minetti AE, Pinkerton J, Zamparo P (2001) From bipedalism to bicyclism: Evolution in energetics and biomechanics of historic bicycles. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 268 (1474):1351-1360.
- Mornieux G, Gollhofer A, Stapelfeldt B (2010) Muscle coordination while pulling up during cycling. *International Journal of Sports Medicine* 31 (12):843-846.
- Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, Belli A (2008) Effects of pedal type and pull-up action during cycling. *International Journal of Sports Medicine* 29 (10):817-822
- Neumann, D. A. (2007). *Fundamento de rehabilitación Física* . Badalona: Paidotribo.
- Nikolopoulos V, Arkinstall MJ, Hawley JA. Pacing strategy in simulated cycle time-trials is based on perceived rather than actual distance. *J Sci Med Sport*. 2001;4(2):212–219.
- Nybo L, Secher NH. Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise. *Prog Neurobiol*. 2004;72(4):223–261.
- Nordeen-Snyder KS (1977) The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 9 (2):113-117.
- Parry D, Chinnasamy C, Papadopoulou E, Noakes T, Micklewright D. Cognition and performance: anxiety, mood and perceived exertion among Ironman triathletes. *Br J Sports Med*. 2011;45(14):1088–1094.
- Patterson RP, Moreno MI (1990) Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22 (4):512-516
- Peeling PD, Bishop DJ, Landers GJ. Effect of swimming intensity on subsequent cycling and overall triathlon performance. *Br J Sports Med*. 2005;39(12):960–964.
- Peiffer JJ, Abbiss CR. Influence of environmental temperature on 40 km cycling time-trial performance. *Int J Sports Physiol Perform*. 2011;6(2):208–220.
- Prilutsky, B. I., & Gregor, R. J. (2000). Analysis of muscle coordination strategies in cycling. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8, 362–370.
- Rauch HG, St Clair Gibson A, Lambert EV, Noakes TD. A signalling role for muscle glycogen in the regulation of pace during prolonged exercise. *Br J Sports Med*. 2005;39(1):34–38.
- Raymond CH, So, j. K.-F. (2005). muscle recruitment pattern in cycling: a review . *Physical Therapy In Sport* , 89-96.
- Renfree A, West J, Corbett M, Rhoden C, St Clair Gibson A. Complex interplay between determinants of pacing and performance during 20 km cycle time trials. *Int J Sports Physiol Perform*. 2012; 7(2):121–129.
- Rossato M, Bini RR, Carpes FP, Diefenthaler F, Moro ARP (2008) Cadence and workload effects on pedaling technique of well-trained cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 29 (9):746-752

- Ryan, M. M., & Gregor, R. J. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2, 69–80.
- Sam SX Wu, Jeremiah J Peiffer, Jeanick Brisswalter, Kazunori Nosaka, Chris R Abbiss. (2014) Factor influencing pacing in triathlon. Review. *Journal sport of medicine*.
- Sanderson DJ, Amoroso AT (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):e465-e471
- Sanderson DJ, Black A (2003) The effect of prolonged cycling on pedal forces. *Journal of Sports Sciences* 21 (3):191-199
- Sanderson DJ, Martin PE, Honeyman G, Keefer J (2006) Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16 (6):642-649.
- Sanner, W. H., & O'Halloran, W. D. (2000). The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90, 354–376.
- Savelberg HCM, Van de Port IGL, Willems PJB (2003) Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics* 19:310-324
- Sayers MGL, Tweddle AL (2012) Thorax and pelvis kinematics change during sustained cycling. *International Journal of Sports Medicine* 33 (4):314-319
- Schmidt, A. (1994). *Handbook of competitive cycling: Training, keep fit, tactics*. Oxford: Meyer & Meyer, pp. 13–16.
- Shennum PL, DeVries HA (1976) The effect of saddle height on oxygen consumption during bicycle ergometer work. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 8 (2):119-121.
- Skorski S, Faude O, Caviezel S, Meyer T. Reproducibility of Competition Pacing Profiles in Elite Swimmers. *Int J Sports Phys Perf.* 2014;9(2):217–225.
- Stone C, Hull ML (1995) The effect of rider weight on rider-induced loads during common cycling situations. *Journal of Biomechanics* 28 (4):365-375
- Tamborindeguy AC, Bini RR (2011) Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation? *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 15 (2):186-191
- Thompson KG, MacLaren DP, Lees A, Atkinson G. The effect of even, positive and negative pacing on metabolic, kinematic and temporal variables during breaststroke swimming. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88(4–5): 438–443.
- Thompson KG, MacLaren DP, Lees A, Atkinson G. The effects of changing pace on metabolism and stroke characteristics during high-speed breaststroke swimming. *J Sports Sci.* 2004;22(2):149–157.

- Todorov E, Jordan MI(2005). Optimal Feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neurosci*.
- Tucker R, Lambert MI, Noakes TD. An analysis of pacing strategies during men's world-record performances in track athletics. *Int J Sports Physiol Perform*. 2006;1(3):233–245.
- Torres-Oviedo, G., Macpherson, J. M. and Ting, L. H. (2006). Muscle synergy organization is robust across a variety of postural perturbations. *J. Neurophysiol*. 96, 1530-1546.
- Tucker R, Rauch L, Harley YXR, Noakes TD (2004) Impaired exercise performance in the heat is associated with an anticipatory reduction in skeletal muscle recruitment. *Pflugers Archiv European Journal of Physiology* 448 (4):422-430
- Umberger BR, Martin PE (2001) Testing the planar assumption during ergometer cycling. *Journal of Applied Biomechanics* 17 (1):55-62.
- Van Hoof W, Volkaerts K, O'Sullivan K, Verschueren S, Dankaerts W (in press) Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls - field study using a wireless posture monitoring system. *Manual Therapy*
- Vleck VE, Bentley DJ, Millet GP, Burgi A. Pacing during an elite Olympic distance triathlon: comparison between male and female competitors. *J Sci Med Sport*. 2008; 11(4):424–432.
- Vleck VE, Bürgi A, Bentley DJ. The consequences of swim, cycle, and run performance on overall result in elite olympic distance triathlon. *Int J Sports Med*. 2006;27(1):43–48.
- Welbergen E, Clijssen LPVM (1990) The influence of body position on maximal performance in cycling. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 61 (1-2):138-142
- Wilber, C. A., Holland, G. J., Madison, R. E., & Loy, S. F. (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 16, 201–206.
- Williams CA, Bailey SD, Mauger AR. External exercise information provides no immediate additional performance benefit to untrained individuals in time trial cycling. *Br J Sports Med*. 2012;46(1): 49–53.