



Facultad de Ciencias de la Salud

Escuela de Kinesiología

Efecto del plato circular y ovalado en el índice de co-contracción de los músculos cuádriceps e isquiotibiales en ciclistas profesionales.

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL
GRADO DE LICENCIADO EN KINESIOLOGÍA

FELIPE IGNACIO MALDONADO ROBLES
MATIAS LEONARDO GÓMEZ PINTO

PROFESOR GUIA: CLAUDIO MONTEJO SOLER
KINESIOLOGO

Santiago, Chile

Julio 2017

1.1 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.

1.2 Calificaciones



Facultad de Ciencias de la Salud

Escuela de Kinesiología

Efecto del plato circular y ovalado en el índice de co-contracción de los músculos cuádriceps e isquiotibiales en ciclistas profesionales.

FELIPE IGNACIO MALDONADO ROBLES

MATIAS LEONARDO GÓMEZ PINTO

PROFESOR GUIA: CLAUDIO MONTEJO SOLER

Firma: _____

Calificación: _____

PROFESOR CORRECTOR 1

Firma: _____

Calificación: _____

PROFESOR CORRECTOR 2

Firma: _____

Calificación: _____

Justificación de la calificación:

Santiago, Chile

Julio 2017

1.3 Dedicatoria

Matías Gómez Pinto: Esta tesis está dedicada a mi familia, especialmente a mi madre, que siempre tuvo una palabra de aliento y que en cada decisión, en la vida en general, me ha apoyado con todo su corazón. También está dedicada a todas las personas que creen que es imposible avanzar en la vida, con dedicación, trabajo y mente abierta si es posible avanzar en todo ámbito. Cito al gran genio Albert Einstein: “La vida es como andar en bicicleta, para conservar el equilibrio hay que mantenerse en movimiento”.

Felipe Maldonado Robles: Esta tesis está dedicada a mi familia que confía en mis capacidades, me aconsejan correctamente y me apoyan de manera incondicional. También está dedicada a mis amigos y compañeros que siempre tienen una palabra de aliento y animo cuando las cosas no resultan como uno quiere.

1.4 Agradecimientos

A la Universidad Católica Cardenal Raúl Silva Henríquez, por su facilidad de ceder sus dependencias, específicamente el Laboratorio de Biomecánica y Fisiología.

A nuestro profesor guía el Sr. Claudio Montejo, por su capacidad de enseñar, educar y guiarnos para la correcta realización de la tesis, un excelente profesional.

Al profesor Cristian Riveros, por su constante apoyo y cordialidad durante todo el proceso. Su calidad es incuestionable.

Al Sr. Vicente Muga, por su excelente gestión en el proceso y sus enseñanzas prácticas entregadas.

A los ciclistas evaluados (Vicente Muga, Claudio Montejo, Esteban Silva, Marco Dávila y Matías Garrido) por su cooperación, disponibilidad y buena relación al momento de la intervención.

A nuestras familias, por el apoyo incondicional durante estos años.

Tabla de contenidos

1. Paginas Preliminares.....	
1.1 Autorización para fines académicos	
1.2 Calificaciones.....	
1.3 Dedicatoria.....	
1.4 Agradecimientos.....	
1.5 Resumen.....	
1.6 Introducción.....	1
2. Marco Teórico.....	3
2.1 Ciclismo.....	3
2.1.1 Características de la Bicicleta de ruta.....	4
2.1.2 Longitud de la Biela.....	5
2.1.3 Manillar.....	5
2.1.4 Tecnologías en el ciclismo.....	6
2.2 Electromiografía.....	8
2.3 Activación Muscular.....	9
2.4 Musculatura involucrada y su activación durante el ciclo.....	10

2.5 Estructuras de la bicicleta que modifican la activación muscular de los ciclistas y rendimiento.....	11
2.6 Índice de Co-Constracción.....	12
2.7 Plato Circular v/s Ovalado.....	13
2.8 Otros Factores.....	14
2.9 Control Motor.....	15
2.9.1. Clasificación de las habilidades y tareas motrices.....	16
2.9.1.1. Habilidades cerradas y abiertas.....	16
2.9.1.2. Habilidades cíclicas, acíclicas y combinadas.....	16
2.9.2. Concepto de técnica deportiva: rasgos diferenciadores.....	17
3. Metodología.....	18
3.1 Tipo de estudio.....	18
3.2 Participantes.....	19
3.3 Lugar.....	19
3.4 Equipo de ciclismo.....	19
3.5 Obtención de datos.....	20
3.5.1 Normalización de señal.....	20
3.5.2 Toma de muestra.....	21
4. Resultados.....	22

4.1.	Interpretación de índice de Fiabilidad.....	28
4.2.	Tabla de fiabilidad del estudio.....	29
4.3.	Prueba de normalidad.....	29
4.4.	Análisis Paramétricos.....	29
5.	Discusión.....	35
6.	Conclusión.....	37
7.	Bibliografía.....	38
8.	Anexo.....	41

Índice de tablas e ilustraciones

Tabla 1. Índice de co-contracción RF-BF plato circular y rotor.....	22
Tabla 2. Índice de co-contracción RF-BF plato circular y Osymetric.....	23
Tabla 3. Índice de co-contracción VL-BF plato circular y Rotor.....	24
Tabla 4. Índice de co-contracción VL-BF plato circular y Osymetric.....	25
Tabla 5. Índice de co-contracción Circular Vs Rotor.....	26
Tabla 6. Índice de co-contracción Circular Vs Osymetric.....	27
Tabla 7. Tabla de fiabilidad de estudio.....	28
Tabla 8. Prueba de normalidad.....	29
Gráfico 1. Comparación entre el índice de co-contracción de RF/BF entre los tres platos en posición tradicional.....	30
Gráfico 2. Comparación entre el índice de co-contracción de VL/BF entre los tres platos en posición tradicional.....	31
Gráfico 3. Comparación de ambos índices de co-contracción de ambos pares musculares en el plato circular.....	32
Gráfico 4. Comparación de ambos índices de co-contracción de ambos pares musculares en el plato Rotor.....	33
Gráfico 5. Comparación de ambos índices de co-contracción de ambos pares musculares en el plato Osymetric.....	34

1.5 Resumen

El objetivo del proyecto es describir si existe una variación significativa en el índice de co-contracción de los músculos Recto femoral y Vasto lateral con el Bíceps femoral al utilizar un plato circular o uno ovalado. Se midió a 5 ciclistas profesionales en condiciones de cadencia de 90 RPM a una carga de trabajo de 300 W, durante 3 ciclos de 10 segundos cada uno, en los cuales se usó un plato distinto en cada ciclo (un plato circular y dos ovalados (Rotor y Osymetric)) en posición de pedaleo tradicional del ciclista. En los resultados no se observó una variación significativa en los índices de co-contracción en ambos pares musculares en relación a los diferentes platos.

1.6 Introducción

Los avances en la capacitación y tecnología aplicada permitieron a los entrenadores mejorar el desempeño de los atletas a lo largo de los años. En el ciclismo, los cambios en el diseño de las bicicletas tienen como objetivo reducir la resistencia a la rodadura y el trabajo mecánico para mover las piernas hacia una mayor velocidad de desplazamiento (Rodrigo Bini, 2012), asimismo, el rendimiento en ciclismo depende de varios factores fisiológicos, ligados al entrenamiento y biomecánicos, dentro de estos últimos se encuentra la aerodinámica, las medidas de la bicicleta o los sistemas de pedaleo no circulares, que en el rendimiento han sido demostrados (V. Rivero Palomo, 2013).

En el año 1992 habían pocos estudios que evaluaran la eficacia del plato no circular, entre ellos destaca un estudio en el cual no se encontraron diferencias entre un plato circular v/s un ovalado en ciclistas no entrenados (Cullen, 1992) , de esta manera se da el punta pie inicial para estudios con platos ovalados en ciclistas entrenados, de esta forma y con el paso de los años, la discusión sobre la mejora del rendimiento debido a la forma del plato no-circular reapareció durante el Tour de Francia 2012, ya que el primer lugar y un segundo lugar fueron equipados con un plato no circular (Strutzenberger, 2014).

Los análisis cinemáticos en un plato circular muestran que la fuerza aplicada no es constante durante el ciclo de pedaleo, existiendo dos puntos críticos en la evolución de la fuerza tangencial, siendo estos el punto muerto superior e inferior, en los cuales las bielas se encuentran en posición vertical (Blasco-Lafarga, 2010), desde este punto de vista, los sistemas de pedaleo no circulares se presentan como una solución para corregir las deficiencias de carácter cinético. Paralelamente, la medición de la co-contracción ha sido ampliamente utilizadas para evaluar la calidad de la coordinación motora, estado del aprendizaje motor o el grado de estabilidad articular dinámica (Teixeira, 2001). Según la evidencia, existen estudios con dicho plato en ciclistas, triatletas, en bicicletas BMX (Blasco-Lafarga, 2010) y cicloergómetros (Horvais, 2007), pero midiendo o enfocándose en otras variables, como fuerza, cadencia, coordinación muscular (Blake, 2011), velocidades angulares; pero los

estudios que relacionan el uso del plato ovalado con la co-contracción arrojan resultados controversiales, por lo tanto, el presente estudio tiene como objetivo conocer si existe una variación en el índice de co-contracción respecto al cambio de un plato circular por uno ovalado, a través de la evaluación con electromiografía de la activación muscular de los músculos cuádriceps e isquiotibiales.

2. Marco Teórico

Aparte de participar en el movimiento, los músculos desempeñan una función importante en la sujeción de estructuras esqueléticas, este debe tener la suficiente longitud para permitir el movimiento normal de las articulaciones y suficiente capacidad de acortamiento para contribuir efectivamente en la estabilidad de las mismas (Peterson, Kendall, & Geise, 2006).

Los músculos del sistema motor humano tienen la característica única de que, como dispositivos generadores de fuerza, trabajan activamente sólo en una sola dirección. Por lo tanto, para cada grado mecánico de libertad, al menos dos músculos antagonistas son necesarios para controlar el movimiento. (Darainy & Ostry, 2008)

2.1 Ciclismo

A finales del siglo XIX, empezaron a circular las primeras publicaciones dedicadas exclusivamente al deporte del ciclismo, y es curioso cómo al iniciarse el siglo XX, las grandes carreras de ruta por etapas, como el Tour de Francia, el Giro de Italia o la Vuelta Ciclista de España, fueron posibles gracias a entusiastas organizadores apoyados por estas publicaciones deportivas.

El ciclismo forma parte del programa oficial de los Juegos Olímpicos modernos, desde su primera edición en 1896. Y también en Juegos Panamericanos es oficial desde su primera celebración en 1951. (Villaseñor, 2008)

Durante todo el siglo XIX, la combinación de una necesidad de movilidad individual y un aumento en el precio de los transportes urbanos o industriales, y los avances tecnológicos produjeron una rápida evolución de la bicicleta hacia altas velocidades, un mejor andar respecto a la economía y comodidad. (Minetti, 2001)

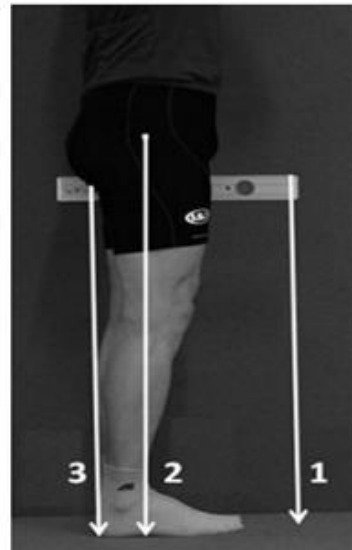
2.1.1 Características de las bicicletas de ruta (carretera).

La bicicleta utilizada en este estudio es la de carretera se utiliza en zonas pavimentadas para permitir altas velocidades de desplazamiento (> 50 km / h). Los manillares bajos permiten un área proyectada reducida para un mejor perfil aerodinámico y una baja resistencia a la rodadura debido al tipo de neumático estrecho (bini & Carpes, 2014).



El tamaño del marco a niveles de competencia es personalizado, esto según las medidas antropométricas del ciclista. Los tamaños de los marcos se mide en centímetro y va desde la base del marco hasta la parte superior del tubo donde va el asiento. Una forma de medir es “con el ciclista de pie con los pies descalzos sobre el ancho de la cadera y acomodando un nivel entre las piernas, manteniendo el contacto con la base de la pelvis (el área entre el pubis y la base de la tuberosidad isquiática).” (bini & Carpes, 2014)

Fig. 7.5 Lower limb measures commonly used to configure saddle height (1 inseam length, 2 throcanteric length and 3 ischial tuberosity length)



2.1.2 Longitud de la biela.

Generalmente la medida más común para elegir la longitud de la biela es la longitud del muslo. Pero también se considera la posición del sillín en cuanto a al movimiento biomecánico realizado por el ciclista.

2.1.3 Manillar.

“Aunque existe variabilidad en el diseño del manillar, ninguna investigación ha prestado atención a los efectos potenciales de estas variaciones en la postura ciclista y otros resultados (por ejemplo, ángulos de la parte superior del cuerpo, distribución de la presión en las manos, comodidad, etc.)”. (bini & Carpes, 2014)

2.1.4 Tecnología en el ciclismo

El ciclismo ha ocupado los avances tecnológicos para proporcionar un nuevo diseño para las ruedas, marcos, zapatos de ciclismo y manubrio, entre otras partes de la bicicleta (Tew, 1999) (Gibertini, 2010). La biomecánica también la ha utilizado para generar nuevos métodos de evaluación del movimiento, fuerzas relacionadas y acciones musculares, con el fin de mejorar el rendimiento y prevenir lesiones (Bini & Carpes, 2014).

Las técnicas usadas para el análisis del movimiento en biomecánica, ha proporcionado fundamentos para métodos utilizados para la producción de películas, video juegos y proyección de imágenes 3D (Carpes, 2009), estas han ganado popularidad, pero implica mayor habilidad técnica para operar estos sistemas; una alternativa es el uso de una cámara única, de menor precio al estar asociada al software freeware para el seguimiento de marcadores (Bini & Carpes, 2014), aunque en reemplazo de los análisis realizados con cámaras, se han utilizado acelerómetros para calcular los cambios en la aceleración de segmentos, ya que este tiene un menor tiempo de postprocesamiento (Bogert, 1996) .

Los ciclistas competitivos utilizan un sistema de conexión entre el pedal y el zapato de ciclismo (tacos) que reduce el movimiento entre el pie y el pedal. Esta conexión puede limitar la rotación de la tibia en relación con el fémur observado durante el ciclo de manivela (Ruby, 1992). Un movimiento grande de la tibia con respecto al fémur puede estar asociado con un riesgo aumentado de lesión en los tejidos blandos de la rodilla, especialmente el menisco y los ligamentos cruzados. (Gregor, 1994) Observó que un ciclista diagnosticado con dolor patelofemoral anterior presentó una mayor rotación de la tibia en relación con el fémur.

La medición de la fuerza durante el ciclismo se aplica para el rendimiento y para minimizar el riesgo de lesiones, pudiendo determinar puntos en donde la presión es mayor, generalmente asociado al contacto entre el ciclista y el manillar y/o el sillín (Slane, 2011) (Carpes, 2009). La fuerza aplicada al pedal puede ser convertida en el torque ejercido al plato, y su maximización puede

reducir el costo energético (Leirdal, 2011), y simultáneamente, la disminución de la fuerza aplicada a los pedales a una potencia determinada, puede reducir la carga a la articulación (Kutzner, 2008). Los sistemas de medición de fuerza sobre el pedal ofrecen modelos biomecánicos, en los que es posible estimar el torque y fuerzas de contacto de la articulación (Bini R. , 2013) (Neptune, 2000), y si pensamos de esta última que la rodilla es la que más se ve afectada por sobreuso en ciclistas, calcular la carga es esencial para evaluar el potencial riesgo de lesiones (Clarsen, 2010), lamentablemente, los pedales disponibles en el comercio solo evalúan la potencia ejercida sobre el pedal, lo que puede limitar el sincronización a los sistemas de análisis de movimientos comerciales para calcular la carga sobre la articulación de rodilla (Bini & Carpes, 2014).

La capacidad de monitorear las fuerzas producidas por los músculos durante el movimiento ha desafiado a los investigadores a través de los años, desde estudios con animales (Prilutsky, 1996), hasta solo una vez en ciclismo, en donde se instalaron sensores de fuerza en el tendón de Aquiles y monitorizaron la deformación del tendón *in vivo* (Gregor, 1991). Actualmente este escenario debería cambiar dado que los próximos sistemas EMG inalámbricos se han extendido más ampliamente en los laboratorios biomecánicos y pronto podrían estar disponibles en clínicas y sitios de entrenamiento (Bini & Carpes, 2014), y la información proporcionada a partir de estas medidas podría utilizarse para rastrear los efectos de las intervenciones de entrenamiento (Fernandez-Pena, 2009) y los umbrales metabólicos utilizando EMG (Hug, 2003). Este uso de los datos de activación muscular podría reducir el costo con las evaluaciones de lactato y las medidas de oxígeno.

Para la prevención de lesiones, activaciones musculares podrían ser utilizados como biofeedback para la formación técnica, como se ha sugerido anteriormente (Mcleod, 1980). Los ciclistas podrían cambiar la forma en que mueven sus piernas y producen fuerza cambiando el reclutamiento muscular para dar prioridad a la activación de los músculos que no podrían conducir al dolor anterior de la rodilla (por ejemplo, isquiotibiales) (Bini & Carpes, 2014).

2.2 Electromiografía

Las técnicas electrofisiológicas nos permiten obtener de forma relativamente sencilla información muy valiosa sobre la actividad neuromuscular (Masso, y otros, 2010). Según la electromiografía (EMG) se determina el tipo de electrodo de registro; de manera que la EMG de aguja hace distinciones entre las lesiones Sistema nervioso central y periférico, mientras que la EMG de superficie tiene aplicaciones de carácter biomecánico, rehabilitación, psicológico, y neurológico (Gómez, 2009).

La EMG de superficie es el registro de la actividad eléctrica generada por el músculo liso o estriado ya sea de manera voluntaria o inconsciente (Gómez, 2009), es decir, permite recoger la señal eléctrica de un cuerpo en movimiento, y por tanto constituye una extensión de la exploración física y prueba la integridad del sistema motor (Masso, y otros, 2010).

Gracias a esto, es posible estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico de un gesto, al análisis de la marcha o de rendimiento deportivo (Masso, y otros, 2010). Y simultáneamente, al analizar diferentes actividades, permite establecer las modificaciones oportunas para que el gesto sea más correcto, con menor posibilidad de lesión (Aparicio, 2005).

Los electrodos son importantes para monitorear la actividad muscular y por medio de esta técnica se descubrió que la actividad eléctrica de un músculo, podría disminuir o aumentar su contracción por medio de control mental y consiente. (Gómez, 2009). Tienen la ventaja de ser muy fáciles de colocar debido a su carácter no invasivo (Ramirez & Garzon, 2008) y previo a su colocación se debe realizar la preparación de la piel, que incluye un depilado en caso de existir vello o pelo, y limpieza mediante alcohol.

Como desventaja, la EMG posee un número determinado de canales, y por ende se limita el número de músculos a evaluar, estos últimos varían en tamaño y forma, lo que puede dificultar el posicionamiento del electrodo, que sumado a factores como área y forma de este, y preparación de la piel, como el diámetro de la fibra muscular, el flujo sanguíneo del musculo en cuestión (Halaki & Ginn,

2012), el tejido adiposo subyacente o bajo la piel, genera interferencia en la señal eléctrica, limitando su recepción. (Bini & Carpes, 2014).

Además, para que la medida sea apropiada, son necesarios procesos adecuados de normalización y cuantificación de las señales que se pueden realizar de diferentes formas. El proceso de normalización es necesario para permitir la comparación de la intensidad de los signos electromiográficos entre músculos y sujetos. (Teixeira, 2001)

2.3 Activación Muscular

Para la captación de las señales musculares, los cambios electroquímicos de la fibra muscular producen campos eléctricos variables en el tiempo que pueden ser detectados por electrodos de superficie (Ramirez & Garzon, 2008), es decir, para la evaluación de la activación muscular, se realiza la medición de la energía eléctrica que viaja de las fibras musculares a la piel, como resultado de la unidad motora neuronal (Bini & Carpes, 2014). Es decir la activación muscular implica, una difusión iónica dentro del músculo, generando un campo eléctrico a su alrededor que depende de la concentración del ion y que es detectado por un electrodo de superficie, con una consecuente respuesta mecánica derivada de la contracción muscular (Masso, y otros, 2010).

La evaluación de la activación muscular en el ciclismo se ha realizado principalmente con electromiografía de superficie. Esto permite medir los efectos variables en el reclutamiento muscular, nivel de carga vinculada al trabajo, cadencia de pedaleo, posición del cuerpo en la bicicleta, estado de fatiga y otros (Bini & Carpes, 2014).

En modelos animales, se ha demostrado que la activación muscular es un reflejo de la fuerza muscular, basándose en que el sistema nervioso central, para aumentar la producción de fuerza, aumenta la disponibilidad de calcio para la formación de puentes cruzados, aumentando así la fuerza (Bini & Carpes, 2014).

2.4 Musculatura involucrada y su activación durante el ciclo.

Los músculos Semitendinoso (ST) y Bíceps femoral (BF) se originan en la tuberosidad del isquion, aunque el BF tiene también origen en la porción distal del ligamento sacrotuberoso y en la línea áspera respecto a su cabeza corta. Ambos, inervados por el nervio Ciático, realizan flexión de rodilla, además de su rotación interna y externa, respectivamente.

Respecto al cuádriceps, inervado por el nervio Femoral, el musculo Recto anterior (RA) se origina directamente en la espina iliaca antero inferior, mientras que el Vasto lateral (VL) y Vasto medial (VM), están originados en la línea intertrocantérea, porción proximal y mitad distal; borde anterior e inferior del trocánter mayor y labio interno de la línea áspera, respectivamente. Insertándose todos en la tuberosidad de la tibia mediante el tendón rotuliano, con una función global de extensión de rodilla. (Peterson, Kendall, & Geise, 2006)

Los músculos de extremidad inferior se activan y desactivan dependiendo de la parte del ciclo del plato en donde se encuentren; en 0° del ciclo, existe activación para el musculo VL y RF, a los 90° del ciclo se observa mayor activación para el Glúteo mayor (GIM), y los flexores plantares como Gastrocnemio medial (GMe) actúan durante el último ciclo del plato (Bini & Carpes, 2014).

Respecto al tiempo de activación muscular en ciclistas de elite, hay una variación entre individuos durante un ejercicio incremental hasta el agotamiento, el GIM, VL y VM muestran la menor variación en su tiempo de activación, mientras que BF, RA y ST muestran los mayores niveles de variación (Blake, 2011).

Los músculos primarios involucrados en la producción de energía de ciclo son VL y VM, mostrando los niveles más altos de actividad máxima respecto a la contracción voluntaria máxima, mientras que GIM y RF muestran los niveles de

actividad máximos más bajos, siendo estos niveles diferentes entre sujetos, pero consistentes para diferentes ensayos en el mismo sujeto. (Blake, 2011)

A medida que aumenta la carga de trabajo, aumentan los niveles de actividad de VM, GMe, Sóleo (S), GIM, Glúteo medio (GIMe), RF, BF y ST. Los músculos como GIM son más susceptibles a cambios en la carga, mientras que otros como VM, VL o gastrocnemios muestran menos variación con la carga de trabajo. (Blake, 2011)

2.5 Estructuras de la bicicleta que modifican la activación muscular de los ciclistas y rendimiento.

Según varios estudios la estructura más importante de la bicicleta que podría modificar la activación muscular es la altura del sillín. “Cambios en la posición vertical y horizontal del sillín afectan los ángulos de las articulaciones del tren inferior, que cambiara la longitud muscular y su potencial para producir fuerza durante el ciclo del crank (un giro completo del plato) ”. (bini & Carpes, 2014). La activación muscular está directamente relacionado con la longitud muscular por lo tanto cualquier cambio en este último afectara de manera positiva o negativa la activación muscular de los músculos involucrados.

Otras estructuras involucradas en el rendimiento del ciclista son las ruedas, las cuales, como se mencionó anteriormente, son más angostas y planas disminuyendo el coeficiente de fricción. También dentro de esta categoría encontramos los aerobares (ver anexo 1) los que son utilizados para mejorar la posición aerodinámica de los ciclistas y la activación de musculatura de extremidad inferior como lo describe el libro *Biomechanics of Cycling* que refiere que los “Triatletas y cronometristas utilizan aerobares para reducir el área frontal proyectada y mejorar la aerodinámica” , “los aerobares mejora la activación del glúteo máximo, del vasto medial y del vasto lateral en comparación con el ciclismo vertical.” (bini & Carpes, 2014)

2.6 Índice de Co-contracción

La importancia de la existencia de mecanismos de ajuste dinámico de la rigidez está relacionada a la variabilidad de demanda de estabilización durante actividades funcionales y para lidiar con esa demanda de estabilidad, es necesario que el individuo presente un mecanismo eficiente de regulación continua de la rigidez a través de la co-contracción (Aquino, 2004).

La co-contracción puede ser definida como la realización de una activación muscular simultánea de dos o más músculos para generar una estabilización o ajuste dinámico de la rigidez de las partes móviles, permitiendo movimientos y ajustes posturales, siendo también caracterizada como el control de la estabilidad más eficiente para el ajuste dinámico (Tarrago, 2012) .

Se postula que en la co-contracción existe participación de mecanorreceptores articulares en la regulación de la rigidez articular, vía sistema gamma; apoyada por estudios que demostraron que los mecanorreceptores periféricos pueden actuar en la regulación del sistema fuso-muscular gamma (Aquino, 2004).

Se propone que los receptores se comunican, en la medula espinal (ME), con las motoneuronas gamma (MTNg) y estas estimulan las fibras intrafusales del huso neuromuscular, que envía aferencias a la ME, que hace sinapsis con la motoneuronas alfa (MTNa), las cuales actúan sobre las fibras extrafusales, influyendo en el estado de activación muscular, generando la co-contracción (Aquino, 2004).

Se ha demostrado que los sujetos utilizan el control de la co-contracción para compensar los efectos de las fuerzas desestabilizadoras tanto en condiciones estáticas y dinámicas, paralelamente, durante la realización de estas tareas, la co-contracción disminuye respecto avanza el aprendizaje (Darainy & Ostry, 2008).

Una co-contracción adecuada de los flexores de la rodilla es necesario para equilibrar la contracción de los cuádriceps, compresión de la articulación, y controlar la extensión de la rodilla alta y los pares de abducción. (Letafatkar, 2015)

La EMG ha sido utilizada para la evaluación cuantitativa de la co-contracción, dependiendo su validez de la preparación de la zona de colocación, como ya se dijo anteriormente, y también de factores como el disparo de unidades motoras que pueden variar de un día a otro, y así, aunque se controlaran todas los factores, existiría una variabilidad en la señal EMG (Teixeira, 2001).

Algunos autores ligan este fenómeno a rigidez, ineficiencia de función muscular y alto gasto energético, pero otros autores la consideran necesaria para la estabilidad dinámica articular o disminuir la complejidad de tareas durante el aprendizaje motor, es por esto, que la medición de la co-contracción se vuelve relevante en áreas que tienen como foco de interés el movimiento humano (Teixeira, 2001).

El análisis de la técnica de pedaleo con EMG puede realizarse utilizando índices de co-contracción, ya que la co-contracción puede interpretarse como un patrón de ineficiencia en una dimensión en la que los músculos antagonistas luchan entre sí para producir un movimiento neto (Tarrago, Fagundes, & Bagatini, 2009).

2.7 Plato Circular v/s Ovalado

Con el fin de mejorar el rendimiento del ciclismo, los fabricantes tratan de optimizar las variables biomecánicas mediante diversas modificaciones como la inclinación del ángulo del tubo del asiento, la altura del asiento, la longitud de los rangos, los clips del pie y la forma del plato. Excepto esta última, todas estas modificaciones están bien documentadas. (Horvais, 2007)

Un plato circular tiene un radio constante a lo largo de todo el ciclo de pedaleo, por ende el torque neto sobre el disco no es constante pero si sinusoidal al tener los puntos muertos superior e inferior, con un valor máximo y mínimo de la revolución del torque entre los 0° - 90° y los 180° grados. (Horvais, 2007)

La discusión de la mejora del rendimiento debido a la forma del plato no-circular tiene una larga historia en el ciclismo y reapareció durante el Tour de

Francia 2012 desde el primer lugar y un segundo lugar (Bradley Wiggins y Chris Froome) fueron equipados con un plato no circular (Strutzenberger, 2014). En teoría, los platos no circulares tienen el potencial de mejorar el rendimiento del ciclismo debido a fluctuaciones más suaves en la velocidad angular del cigüeñal y reducciones en el trabajo interno (Bini & Carpes, 2014). El plato no-circular ha sido manufacturado para tomar en cuenta la variación sinusoidal en el torque neto del crank. (Horvais, 2007)

Ya que la salida de potencia depende del momento del brazo de la biela y la fuerza tangencial o efectiva aplicada en la manivela, si hipotéticamente aplicamos una fuerza constante, un momento sobre el brazo más grande debería aumentar el torque de la manivela (Rodrigo Bini, 2012), dicho de otras palabras, la fuerza aplicada a los pedales en una dirección perpendicular al brazo de manivela en cada punto del ciclo del pedal produciría más potencia; sin embargo, las restricciones anatómicas sugieren que los músculos pueden ser más eficaces en la entrega de fuerzas en direcciones no óptimas con respecto a los pedales (Blake, 2011).

2.8 Otros factores

El tiempo (es decir, cadencia) en el que los ciclistas cubren un ciclo completo de manivela varía dependiendo del estado de fatiga, el nivel de carga de trabajo y otros factores. En general, los ciclistas de carretera que pedalean a velocidad de cruce optan por una cadencia de 90-100 rpm por diversas razones (por ejemplo, minimizar las activaciones musculares, reducir la fuerza del pedal por ciclo de manivela), lo que conduce a una duración de tiempo de 0,6 s por ciclo de manivela. (Bini & Carpes, 2014)

La estabilidad de las articulaciones a través de co-contracción de los isquiotibiales y cuádriceps puede ser necesaria cuando la articulación experimenta alta activación del cuádriceps o cuando las estructuras pasivas están comprometidas. (Letafkar, 2015)

Los atletas entrenados con los saltos profundos de la rodilla-flexión pueden aprender aumentar la cantidad de flexión de la rodilla en aterrizar y disminuir la

cantidad de tiempo pasado en la posición más peligrosa de las piernas rectas. La hipótesis de que el logro repetitivo de la colocación adecuada puede facilitar el aumento de CC muscular y, posiblemente, conducir a la reducción de las cargas ACL. (Letafkar, 2015)

2.9 Control motor.

No solo las características de la bicicleta influye en el rendimiento de cada ciclista, si no que la manera adecuada y eficiente en la cual el ciclista realiza el gesto técnico.

Parte importante de los distintos deportes es tener un gesto técnico adecuado y que este fluya de casi automática. El factor más relevante para lograr esto es tener un control motor adecuado. “El control motor se centra en la comprensión del control del movimiento ya adquirido y el aprendizaje motor en el conocimiento de cómo se adquiere y/o modifica el movimiento así como para referirse readquisición del movimiento”. (lopez de la fuente, 2013). Precisamente la habilidad de aprendizaje motor es lo que ayuda a adquirir nuevos movimientos esquematizados y poder realizar modificaciones a la técnica de pedaleo permitiendo un movimiento más fluido, eficiente y adaptado a las características individuales de cada ciclista.

“El aprendizaje motor implica tanto la adquisición como la modificación del movimiento y requiere la intención de realizar una tarea, la práctica y la retroalimentación1.” (lopez de la fuente, 2013)

2.9.1 Clasificación de las habilidades y tareas motrices.

2.9.1.1 Habilidades cerradas y abiertas.

Tareas cerradas son aquellas en las cuales la situación deportiva es siempre la misma, no se produce una variación constante del entorno ya que esta estandarizado y estereotipado. En este caso el deportista debe regular y mecanizar de manera interna sus movimientos en base a un modelo de ejecución previamente definido. Ejemplos: Halterofilia y tiro al arco (Izquierdo, 2008).

Tareas abiertas se caracterizan por que el entorno está en constante cambio, experimentando diferentes situaciones durante la competencia. En relación al deportista, se produce una participación más equilibrada de las fases perceptivas, decisivas y ejecutiva de las acciones deportivas como consecuencia de que la continua variabilidad de situaciones que caracterizan dichas tareas solicita del deportista una capacidad para percibir situaciones, analizar y decidir las respuestas motrices que va poner en marcha y finalmente ejecutar el movimiento adaptado a la circunstancia del momento (Cecchini, 1989)

2.9.1.2 Habilidades cíclicas, acíclicas y combinadas.

Habilidades cíclicas están compuestas por unas series de fases que se repiten en cada periodo de tiempo con una cadencia determinada. Desde el punto de vida deportivo la resistencia es la cualidad física más importante. Esta cualidad junto a la técnica, posición correcta de ejecución (varía según el deporte) y la dosificación determinara la capacidad de ejecutar los ciclos de manera correcta antes de llegar a un punto de fatigabilidad. En estos deportes el grado de fuerza es siempre inferior al máximo debido a que si se utiliza este esfuerzo solo se podría ejecutar un ciclo.

En las habilidades acíclica la acción a realizar no consiste en repeticiones constante de un solo movimiento, es decir, tiene un principio, desarrollo y final distinto.

Las habilidades combinadas, como lo dice su nombre, combina las habilidades cíclicas y acíclicas en busca de una economía de esfuerzo con las necesidades de máxima velocidad y precisión en la ejecución de las acciones (Izquierdo, 2008).

2.9.2 Concepto de técnica deportiva: Rasgos diferenciadores.

Técnica deportiva: Procedimiento o conjunto de movimientos que permiten a un atleta utilizar sus propias capacidades y las situaciones externas para conseguir el máximo rendimiento deportivo (Morino, 1982).

Rasgos diferenciadores:

- Eficacia: Es un rasgo definitivo del concepto de técnica aplicado a las disciplinas que se desarrollan en condiciones estables, con un alto grado de estandarización, en este tipo de modalidades la ejecución de los movimientos se rige prioritariamente por las leyes y principios de efectividad biomecánica (Izquierdo, 2008).
- Economía: no es solamente el ahorro energético, sino más bien con la adecuada gestión de la energías, es decir, la manera óptima de emplear la energía disponible para obtener el máximo rendimiento (Morante, 1998)
- Estereotipo: tiene relación con un componente estético, se busca un movimiento lo más fiel posible a la perfección máxima del estereotipo o modelo de ejecución.
- Adaptación: es una respuesta (movimiento) del sujeto frente a una variación del entorno físico y las particularidades que esta conlleva. Desde el punto de vista del deporte en equipo por ejemplo, la técnica consiste en la ejecución del movimiento adaptado a las condiciones de la situación de juego y al tipo somático de jugador, de la forma más funcional y economía posible para la realización del objetivo del juego (Anton & Lopez, 1989)

3. Metodología

3.1 Tipo de estudio.

El tipo de investigación utilizada es cuantitativa ya que se “usa la recolección de datos para probar hipótesis, con base en la medición numérica y el análisis estadístico, para establecer patrones de comportamiento y probar teorías” (Hernández, Fernández, & Baptista, 2006). En este estudio la medición numérica está dada por el valor del índice de co-contracción, se analizará si existe o no variación en este último y observará si existe un patrón de comportamiento similar entre los ciclista, todo eso con el fin de comprobar la hipótesis inicial.

Dentro de la investigación cuantitativa se encuentra el diseño descriptivo que como su nombre dice describe un hecho o fenómeno que se produce durante una situación en específica. “Es decir, mide, evalúa o recolectan datos sobre diversos conceptos (variables), aspectos, dimensiones o componentes del fenómeno a investigar” (Hernández, Fernández, & Baptista, 2006). En este caso describe el fenómeno que ocurre al exponer a los ciclistas con los diferentes discos (platos) y la variación o no que puede producir en el índice de co-contracción de los músculos a evaluar.

Este estudio descriptivo es de tipo transversal, lo que quiere decir que se “recolectan datos en un solo momento, en un tiempo único. Su propósito es describir variables y analizar su incidencia e interrelación en un momento dado” (Hernández, Fernández, & Baptista, 2006). En este estudio se mide los efectos que producen los diferentes platos en el índice de co-contracción en un único día. Sin volver a reiterar este procedimiento en otro momento.

3.2. Participantes

5 Ciclistas profesionales con los siguientes promedios:

Edad (años)	Estatura (cm)	Peso (Kg)	Años de entrenamiento	Días de entrenamiento a las semana	Horas de entrenamiento a la semana
29.2	180,2	72,2	6.8	5	12,8

3.3 Lugar

Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Católica Silva Henríquez ubicado en calle Toconal #303, Santiago, Chile

3.4 Equipo ciclismo

Cada participante utilizó la bicicleta de carrera con la que compiten comúnmente montado en un ergotrainer de interior, 1 plato cilíndrico Shimano Dura Acew, 2 plato ovalado un Rotor Q-Rings y un Osymetric by Osymetric.

3.5 Obtención de datos.

3.5.1 Normalización de señales.

Se realiza una normalización de la señales Electromiografía para los músculos Recto anterior, vasto media y lateral de cuádriceps, bíceps femoral y semitendinoso.

Para poder hacer la normalización y la toma de muestra debemos colocar los electrodos de manera correcta:

- Recto Femoral: El electrodo va colocado en el 50% y en la misma dirección de la línea comprendida entre la espina iliaca anterosuperior y la parte superior de la rótula.
- Vasto medial: el electrodo va colocado en el 80% (mas distal) y en la dirección casi perpendicular a la línea comprendida entre la espina iliaca anterosuperior y el espacio articular anterior del ligamento medial.
- Vasto lateral: El electrodo va colocado 2/3 (mas distal) de la línea comprendida entre espina iliaca anterosuperior y lado lateral de la rotula . en dirección de las fibras musculares.
- Biceps Femoral: el electrodo va colocado en el 50% de la línea comprendida entre tuberosidad isquiática y el epicondilo lateral de la tibia, Y Direccionado en el mismo sentido
- Semitendinoso: el electrodo va colocado en el 50% de la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicondilo medial de la tibia, Y direccionado en el mismo sentido de dicha línea.

Una vez puesto los electrodos se procede a ejecutar una prueba de contracción máxima de los músculos anteriormente mencionados, de la siguiente manera:

Para Recto anterior, vasto lateral y medial de cuádriceps: Sujeto en silla de cuádriceps sentado bien atrás y con una flexión de rodilla de 45°, se le pide

una contracción máxima contra resistencia hacia la extensión de rodilla durante 10 segundos.

Para bíceps femoral y semitendinoso: ciclista en decúbito prono en la camilla con una flexión de 15 grados de rodilla y se le pide la contracción contra resistencia (flexión de cadera) durante 10 segundos.

Para obtener los datos electromiográficos de cuádriceps e isquiotibial los electrodos se dejan en la misma posición descrita anteriormente para la normalización.

3.5.2 Toma de muestra.

Luego continua la fase de prueba la cual consiste en realizar ciclos de 300 W con una cadencia constante de 90 rpm en una posición tradicional (Sentado, manos en la parte superior del manillar). Cada ciclo dura 10 segundos. Este método se usa para cada uno de los platos con un tiempo de descanso de 10 minutos aproximadamente entre cada cambio de plato. Se debe destacar que cada ciclista empieza a pedalear hasta llegar a los 300 W a 90 RPM y desde el momento que lo logra se toman los 10 segundos de cada ciclo.

En ambos casos (normalización y toma de datos electromiográficos durante las pruebas) se trabajó con el programa computacional YGOR.

4. Resultados.

Tabla 1. Índice de co-contracción RF-BF plato circular y rotor.

Nº muestras	Índice de co-contracción RF-BF	
	Circular	Rotor
1	32	30
2	40	33
3	48	53
4	50	38
5	62	84
Promedio	46	48
Des. Estándar	11	22

Tab.1. Compara el índice de co-contracción del RF-BF en un ciclista profesional en posición tradicional durante la utilización del plato circular y Rotor a 90 RPM de cadencia y a 300 W de potencia. En esta se ver que tanto el promedio como la desviación estándar es mayor en el plato Rotor.

Tabla 2. Índice de co-contracción RF-BF plato circular y Osymetric

Nº muestras	Índice de Co-Contracción RF-BF	
	Circular	Osymetric
1	32	29
2	40	39
3	48	45
4	50	38
5	62	65
Promedio	46	43
Des. Estándar	11	13

Tab.2. Compara el índice de co-contracción del RF-BF en un ciclista profesional en posición tradicional durante la utilización del plato circular y Osymetric a 90 RPM de cadencia y a 300 W de potencia en la cual se demuestra que el promedio de índice de co-contracción es mayor en el plato circular y la desviación estándar es mayor en el plato osymetric

Tabla 3. Índice de co-contracción VL-BF plato Circular y Rotor.

N° muestras	Índice de Co-Contracción VL-BF	
	Circular	Rotor
1	23	26
2	38	29
3	39	57
4	32	21
5	38	62
Promedio	34	39
Des. Estándar	7	19

Tab.3. Compara el índice de co-contracción del VL-BF en un ciclista profesional en posición Tradicional durante la utilización del plato circular y Rotor a 90 RPM de cadencia y a 300 W de potencia. Esta tabla muestra que el promedio del índice de co-contracción y la desviación estándar es mayor en el plato rotor.

Tabla 4. Índice de co-contracción VL-BF plato circular y Osymetric

Nº muestras	Índice de co-contracción VL-BF	
	Circular	Osymetric
1	23	25
2	38	31
3	39	45
4	32	21
5	38	42
Promedio	34	33
Des. Estándar	7	10

Tab.4. Compara el índice de co-contracción del VL-BF en un ciclista profesional en posición Tradicional durante la utilización del plato circular y Osymetric a 90 RPM de cadencia y a 300 W de potencia. Esta tabla muestra que el promedio del índice de co-contraccion es levemente la superior en el plato circular pero la desviación estándar es mayor en el Osymetric.

Tabla 5. Índice de co-contracción Circular Vs Rotor.

	Índice de Co-contracción	
	Circular vs Rotor	
N° Muestras	RF-BF	VL-BF
1	2,22	-2,36
2	7,01	8,91
3	-4,54	-17,90
4	12,11	11,59
5	-22,29	-24,14

Tab.5. Muestra la diferencia en el índice de co-contracción entre plato circular y el rotor. En ambos casos no se puede describir un comportamiento uniforme ya que es relativo según la muestra, en RF-BF se observan 3 casos donde la diferencia tiene un valor positivo lo que quiere decir que el índice de co-contracción es mayor en el plato circular que en el rotor y en 2 casos el valor es negativo indicando que el índice de co-contracción es mayor en el plato Rotor. En el caso de VL-BF es al revés 2 casos tienen un valor positivo y 3 un valor negativo.

La única similitud que se encuentra en 4 de los 5 casos es que siguen una tendencia en cuanto a su propio comportamiento en ambos platos, es decir, si el valor fue positivo en los músculos RF-BF también lo es en VL-BF, lo mismo ocurre en las muestras en la cuales cuyo valor fue negativo, a excepción del caso N°1 que no sigue este comportamiento.

Tabla 6. Índice de co-contracción Circular Vs Osymetric.

	Índice de Co-contracción	
	Circular vs Osymetric	
N° Muestras	RF-BF	VL-BF
1	3,57	-2,00
2	0,46	6,40
3	3,03	-5,76
4	11,55	10,89
5	-3,36	-4,07

Tab.6. Muestra la diferencia en el índice de co-contracción entre el plato Circular y el Osymetric. En el caso de los músculos RF-BF tienen un comportamiento similar es decir todas tienen un valor positivo lo que quiere decir que el índice de co-contracción es mayor en el plato circular, a excepción del caso N°5 en el cual el valor es negativo que indica que el índice de co-contracción es mayor en el plato osymetric. En los músculos VL-BF no hubo un comportamiento uniforme ya que en 2 de los casos el valor fue positivo y en 3 negativo.

4.1 Interpretación de índice de Fiabilidad.

Tabla de interpretación. (Hernández, Fernández, & Baptista, 2006)

Tabla 9.2 Interpretación de un coeficiente de confiabilidad

Muy baja	Baja	Regular	Aceptable	Elevada
0				1
0% de confiabilidad en la medición (la medición está contaminada de error)				100% de confiabilidad en la medición (no hay error)

4.2 Tabla de fiabilidad del estudio.

Alfa de Cronbach	N de elementos
0,926	6

Tabla. 7. muestra el índice de Cronbach que indica que la confiabilidad de este estudio está entre el rango de aceptable y elevada.

4.3 Prueba de normalidad.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Osymetric	,243	5	,200 [*]	,914	5	,495
Circular	,177	5	,200 [*]	,981	5	,942
Circular2	,294	5	,181	,831	5	,141
Rotor	,270	5	,200 [*]	,837	5	,156
Rotor2	,304	5	,147	,832	5	,143
Osymetric2	,214	5	,200 [*]	,917	5	,510

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 8. Prueba normalidad .En esta prueba se utiliza la prueba de shapiro wilk ya que resulta apropiado cuando el tamaño mastral es exiguo (igual o inferior a 50 casos) (Rial & Jesús, 2008) y la prueba de normalidad es positiva ya que $p > 0.05$

4.4 Análisis Paramétricos.

El análisis estadístico correspondiente para este estudio es el paramétrico.

Para realizar análisis paramétricos debe partirse de los siguientes supuestos:

1. La distribución poblacional de la variable dependiente es normal: el universo tiene una distribución normal.
2. El nivel de medición de la variable dependiente es por intervalos o razón.

(Hernández, Fernández, & Baptista, 2006).

Los requerimientos antes expuestos anteriormente se cumplen en este estudio.

La prueba estadística utilizada fue un análisis de varianza unidireccional (ANOVA oneway) la cual arrojó los siguientes resultados expresados en estos gráficos.

Comparación del Índice de co-contracción entre RF/BF en posición tradicional en los tres platos

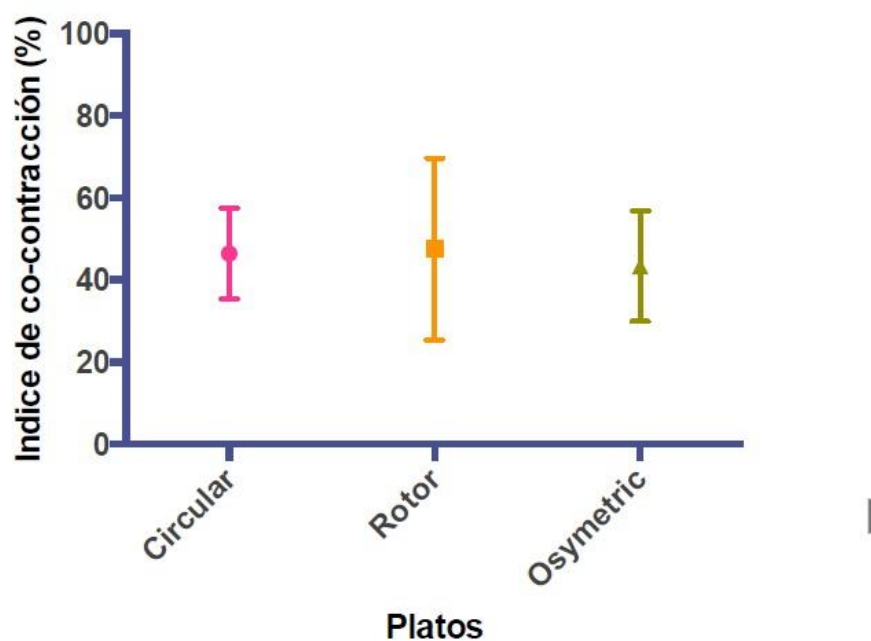


Grafico 1. Muestra la comparación de los índices de co-contracción en los músculos RF-BF en el cual se observa que no existe una diferencia significativa durante la utilización de los diferentes platos. En cuanto a la desviación estándar es mayor en el plato rotor.

Comparación del Índice de co-contracción entre VL/BF en posición tradicional en los tres platos

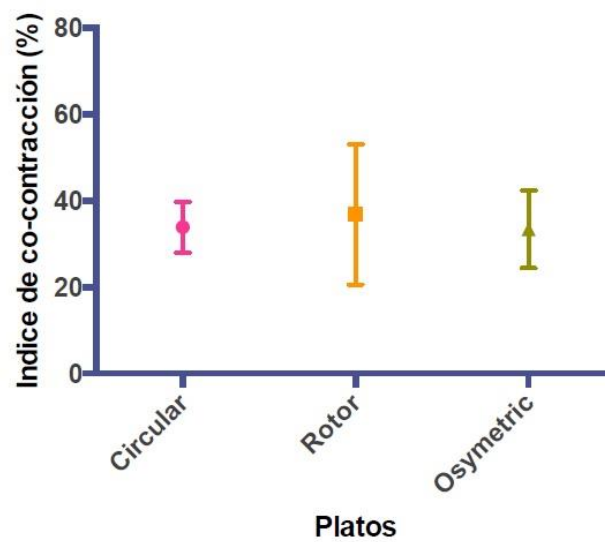


Grafico 2. Muestra la comparación de los índices de co-contracción en los músculos VL-BF en el cual se observa que no existe una diferencia significativa durante la utilización de los diferentes platos. En cuanto a la desviación estándar es mayor en el plato rotor.

Comparación de los índices de co-contracción entre ambos pares musculares en el plato circular

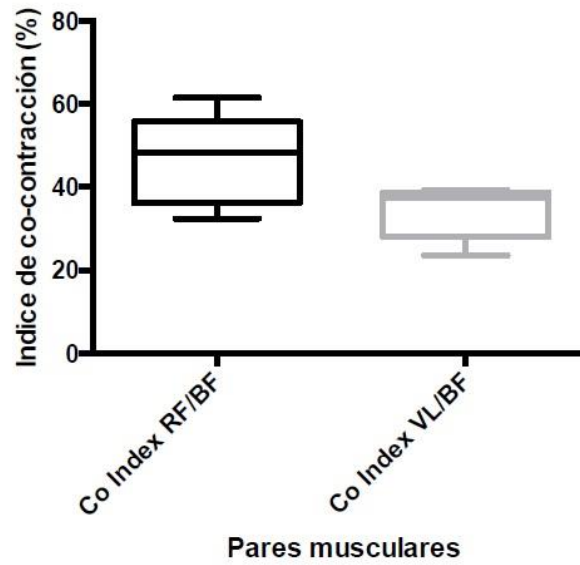


Grafico 3. Muestra la comparación de los índices de co-contracción (co Index) de ambos grupos musculares en el plato circular. Aunque en el grafico se demuestre una diferencia entre ambos grupos el análisis estadístico arroja que esta diferencia no lo suficientemente amplia para considerarla significativa.

Comparacion de los indices de co-contraccion entre ambos pares musculares en el plato Rotor

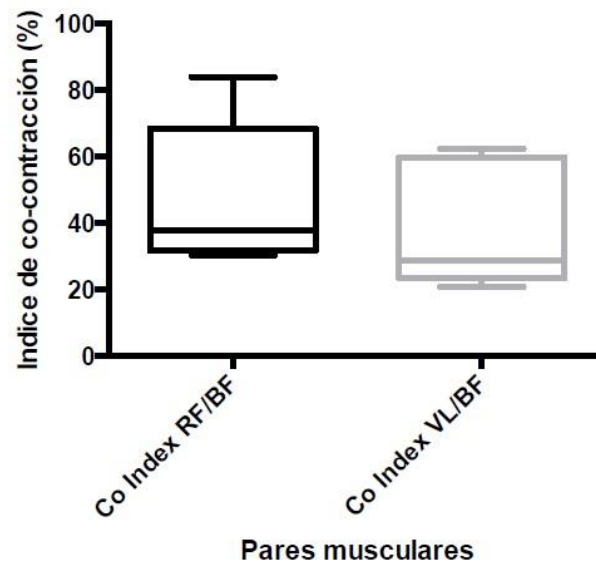


Grafico 4. Muestra la comparación de los índices de co-contracción (co Index) de ambos grupos musculares en el plato Rotor. Aunque en el grafico se demuestre una diferencia entre ambos grupos el análisis estadístico arroja que esta diferencia no lo suficientemente amplia para considerarla significativa.

Comparación de los índices de co-contracción entre ambos pares musculares en el plato osymmetric

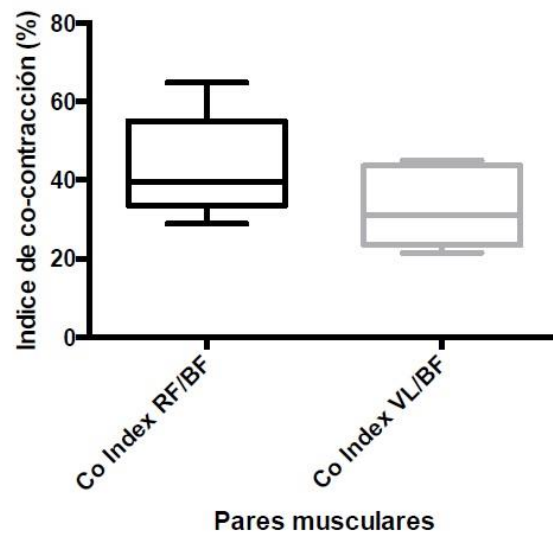


Grafico 5. Muestra la comparación de los índices de co-contracción (co Index) de ambos grupos musculares en el plato Osymmetric. Aunque en el grafico se demuestre una diferencia entre ambos grupos el análisis estadístico arroja que esta diferencia no lo suficientemente amplia para considerarla significativa.

5. Discusión.

El propósito de este estudio es observar si el uso de un plato ovalado en la bicicleta puede generar una variación significativa del índice de co-contracción entre el músculo cuádriceps y el isquiotibial respecto al uso de platos circulares.

Los resultados expuestos en las tablas 1, 2, 3 y 4 muestra que en los promedios de los índices de co-contracción no hay diferencia significativa entre platos en ambos grupos musculares, resultado que fue confirmado en el análisis estadístico de varianza unidireccional (ANOVA oneway), demostrado en los gráficos 1 y 2. Lo anteriormente expuesto se correlaciona con otro estudio (Tarrago, Fagundes, & Bagatini, 2009), en donde se compararon a ciclistas y triatletas bajo diferentes tasas de cadencia (60, 75, 90 y 105 rpm) con dos valores de potencia (180 y 300 W) dentro de la co-contracción (entre RF-BF y VL-BF), en el cual no se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos.

Al no evidenciar una variación significativa, se puede asociar a ciertas clasificaciones del control motor en las cuales el ciclismo se consideraría como una tarea abierta y de habilidades cíclicas, teniendo en común, que en ambas clasificaciones el sujeto tiene una alta capacidad de adaptarse a las diferentes variaciones provenientes de entorno. En este tipo de tareas (abiertas), el deportista debe buscar una rápida y continua adaptación de sus movimientos a las circunstancias variables del entorno acomodando sus respuestas motoras en un permanente proceso de retroalimentación (Izquierdo, 2008).

En otro estudio de (Duc, 2015) se encontraron ligeros aumentos de la activación muscular en ciclistas durante el ciclo de pedaleo a 70 rpm de cadencia para el GM y VM para el disco Osymetric. Dejando en claro que no se tiene una postura clara ni tampoco la evidencia es tan categórica en cuanto a los efectos que pueden tener los diferentes platos en los grupos musculares anteriormente mencionados.

Las tablas 5 y 6 indica que cada persona de la muestra reacciono de manera distinta frente a los discos, no se evidencio un comportamiento similar entre ellos. Esto puede ser abordado desde el concepto (Darainy & Ostry, 2008) que el control de la co-contracción se ha documentado en las primeras etapas del aprendizaje motor. Se demostró que la co-contracción de los músculos disminuye a medida que el aprendizaje avanza, tanto cuando los sujetos aprenden áreas dinámicas estables e inestables. Algunos estudios mencionados (Aquino, 2004) muestran que los individuos pueden presentar estrategias variadas de estabilidad en la realización de una misma actividad, en este caso el ciclo de pedaleo v/s el cambio de plato de la bicicleta, y que esta variabilidad está relacionada con las propiedades físicas y mecánicas propias de cada individuo, como fuerza muscular, resistencia, y también de su habilidad para ajustar sus capacidades a la demanda de la tarea.

Según una hipótesis planteada en un estudio (Horvais, 2007) en la que se señala que por la función bi-articular de los músculos RF y BF, también se activan, aparte de en los puntos muertos superior e inferior, durante la fase descendente para realizar la extensión de la rodilla y la cadera en el ciclo de pedaleo para un plato ovalado, lo que puede estar relacionado con los resultados encontrados en los gráficos 4, 5 y 6, en donde se observó que el par muscular que tuvo un índice de co-contracción mayor fue el RF y BF en los 3 platos, lo que nos dice que hay un mayor trabajo por parte del par interno.

6. Conclusión.

Como se vio anteriormente, en el presente estudio no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en la variación del índice de co-contracción entre los músculos RF/BF y VL/BF para ciclistas entrenados respecto al cambio de plato circular, por un plato ovalado Rotor y Osymetric. Se cree, respecto a los resultados y literatura encontrada, que esto se debe principalmente a la gran y rápida capacidad adaptativa que poseen los ciclistas entrenados frente al cambio de plato de la bicicleta.

Al finalizar esta investigación de carácter descriptivo, se considera que es un estudio con un aporte significativo para el área de salud y deportiva.

Debido a que la literatura arroja resultados controversiales respecto al tema en cuestión, se propone seguir con la línea investigativa para recopilar mayor información sobre el uso de un plato ovalado en el ciclismo y sus diferentes ramas, y así de esta manera dilucidar con información lo suficientemente respaldada, de qué manera afecta el plato ovalado distintos aspectos del ciclismo, desde la biomecánica y costo energético, hasta la rehabilitación y la prevención de lesiones.

7. Bibliografía

- Anton, J., & Lopez, J. (1989). La formación y aprendizaje de la técnica y táctica. *Unisport*.
- Aparicio, A. V. (2005). Electromiografía cinesiológica. *Rehabilitación: revista de la sociedad Española de rehabilitación y medicina física*.
- Aquino, C. (2004). Mecanismos neuromusculares de control de la estabilidad articular. *Revista Brasileira de Ciencia e Movimento*, 35-42.
- Bini, R. (2013). Effects of workload and pedalling cadence on knee forces in cyclists. *Sports Biomechanics* 12.
- Bini, R., & Carpes, F. (2014). *Biomechanics of Cycling*. Springer.
- Bini, R., & Carpes, F. P. (2014). *Biomechanics of cycling*. Springer.
- Blake, O. M. (2011). Muscle Coordination Patterns for efficient cycling. *American College of Sports Medicine*.
- Blasco-Lafarga, C. (2010). EFECTOS DEL SISTEMA DE PEDALEO NO CIRCULAR Q-RING SOBRE EL RENDIMIENTO EN EL SPRINT DE LA DISCIPLINA CICLISTA BMX. *European Journal of Human Movement*.
- Bogert, A. V. (1996). A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. *Journal of Biomechanics* 29.
- Candotti, C. T. (2009). Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycle motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 915-921.
- Carpes, F. (2009). Cycling with noncircular chainring system changes the three-dimensional kinematics of the lower limbs. *Sports Biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports* 8.
- Carpes, F. (2009). Effects of workload on seat pressure while cycling with two different saddles. *Journal of Sexual Medicine* 6.
- Cecchini, J. (1989). El judo y su razón kinantropológica. *GH Editores*.
- Clarsen, B. (2010). Overuse injuries in professional road cyclists. *American Journal of Sports Medicine* 38.
- Cullen, L. K. (1992). Efficiency of Trained Cyclists Using Circular and Noncircular Chainrings. *International Journal of Sport Medicine*.
- Darainy, M., & Ostry, D. (2008). Muscle cocontraction following dynamic learning. *Experimental Brain Research*.
- Duc, S. (2015). EFFECT OF NONCIRCULAR O-SYMMETRIC CHAINRING ON MUSCULAR ACTIVATION DURING STEADY-STATE PEDALLING. *Biomechanics in Sports*.
- Fernandez-Pena, E. (2009). Training with independent cranks alters muscle coordination pattern in cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23.
- Gibertini, G. (2010). Cycling shoe aerodynamics. *Sports Engineering* 12.
- Gómez, J. (2009). LA ELECTROMIOGRAFÍA: UN ACERCAMIENTO AL CONCEPTO FISIOLÓGICO, LA CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO ELECTROMIOGRÁFICO CON REGISTRO NO INVASIVO; Y LA RESISTENCIA GALVÁNICA DE PIEL COMO MÉTODO DE RELAJACIÓN MUSCULAR. *Universidad Tecnológica de Pereira*.

- Gregor, R. (1991). A comparison of the triceps surae and residual muscle moments at the ankle during cycling. *Journal of Biomechanics* 24.
- Gregor, R. (1994). Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces: Implications for injury. *Sports Medicine* 17.
- Halaki, M., & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *InTech*.
- Hernández, R., Fernández, C., & Baptista, P. (2006). *Metodología de la Investigacion*. Iztapalapa: McGraw-Hill Interamericana.
- Horvais, N. (2007). Effects of a non circular chainring on muscular, mechanical and physiological parameters during cycle ergometer tests. *Isokinetics and Exercise Science* 15.
- Hug, F. (2003). Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *European Journal of Applied Physiology* 90.
- Izquierdo, M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Médica Panamericana.
- Kutzner, I. (2008). In vivo measurements of loads during ergometer cycling 6 months post-operatively. *Journal of Biomechanics* 41.
- Leirdal, S. (2011). Pedaling technique and energy cost in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 43.
- Letafatkar, A. e. (2015). Effects of perturbation training on knee flexion angle and quadriceps to hamstring cocontraction of female athletes with quadriceps dominance deficit: Pre–post intervention study. *The Knee, Elsevier* .
- Letafkar, A. (2015). Effects of perturbation training on knee flexion angle and quadriceps to hamstring cocontraction of female athletes with quadriceps dominance deficit: Pre–post intervention study. *The Knee*.
- lopez de la fuente, M. j. (2013). Teorias del control motor, principios de aprendizaje motor y concepto bobath a proposito de un caso en terapia ocupacional. *Revista Terapia Ocupacional de Galicia* .
- Masso, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, I., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Sport*.
- Mcleod, W. (1980). Biomechanics of knee rehabilitation with cycling . *American Journal of Sports Medicine* 8.
- Minetti, A. E. (2001). from bipedalism to bicyclism: evolution in energetics and biomechanics of history bicycles. *The Royal Society* .
- Morante, J. (1998). La técnica como medio en el proceso de entrenamiento. *Revista de entrenamiento deportivo*.
- Morino, C. (1982). Fondament della tecnica e della tattica. *Coni-Centri giovanili di addestramento*.
- Neptune, R. (2000). Knee joint loading in forward versus backward pedaling: Implications for rehabilitation strategies. *Clinical Biomechanics* 15.
- Peterson, F., Kendall, E., & Geise, P. (2006). *Musculos: pruebas, funciones y dolor postural*. marban.

- Prilutsky, B. (1996). Transfer of mechanical energy between ankle and knee joints by gastrocnemius and plantaris muscles during cat locomotion . *Journal of Biomechanics* 29.
- Ramirez, A., & Garzon, D. (2008). Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie. *Revista facultad de ingeniería Universidad de Antioquia n°46*.
- Rial, A., & Jesús, V. (2008). *Estadística práctica para la investigación en ciencias de la salud*. La Coruña: Netbiblio.
- Rodrigo Bini, F. D. (2012). Noncircular chainrings and pedal to crank interfase in cycling: a literature review . *Brazilian Journal of kinanthropometry and human performance* .
- Ruby, P. (1992). Three-dimensional knee joint loading during seated cycling. *Journal of Biomechanics* 25.
- Slane, J. (2011). The influence of glove and hand position tion on pressure over the ulnar nerve during cycling. *Clinical Biomechanics* 26.
- Strutzenberger, G. (2014). Effect of chainring ovality on joint power during cycling at different workloads and cadences. *Sports Biomechanics* .
- Tarrago, C. (2012). ATIVAÇÃO E CO-CONTRAÇÃO DOS MÚSCULOS GASTROCNÊMIO E TIBIAL ANTERIOR NA MARCHA DE MULHERES UTILIZANDO DIFERENTES ALTURAS DE SALTOS. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, 27-39.
- Tarrago, C., Fagundes, J., & Bagatini, D. (2009). Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 915-921.
- Teixeira, S. (2001). Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. *Revista Brasileira de Ciências e Movimento* , 23-30.
- Tew, G. (1999). Aerodynamics of yawed racing cycle wheels. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics* 82.
- V. Rivero Palomo, V. F.-A. (2013). Influencia de la longitud de la biela en la eficiencia y . *Revista de Biomecánica, Vol.21*, 46-57.
- Villaseñor, A. (2008). *Ciclismo de ruta, devoradores de distancia* . Mexico : SEP.

8. Anexo 1

Aerobares.

