



Facultad de ciencias de la salud

Carrera de Kinesiología

ESTUDIO DEL ÍNDICE DE CO-CONTRACCIÓN EN TRIATLETAS DURANTE EL PEDALEO EN POSICIÓN AERODINÁMICA Y EN POSICIÓN TRADICIONAL

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL GRADO DE:

LICENCIADO EN KINESIOLOGIA

Autores:

FELIPE LENINGRADO CARIS NUÑEZ

LUIS ALBERTO VERA BARBOSA

Profesor guía:

CRISTIAN RIVEROS MATTHEY

Magister © en

Kinesiología y Biomecánica Clínica

Santiago, Chile

2016

Autorización para fines académicos.

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

FECHA:

FIRMA:

DIRECCION:

TELEFONO – E-MAIL:



Facultad de ciencias de la salud
Carrera de Kinesiología

ESTUDIO DEL ÍNDICE DE CO-CONTRACCIÓN EN TRIATLETAS DURANTE EL PEDALEO EN POSICIÓN AERODINÁMICA Y EN POSICIÓN TRADICIONAL

**FELIPE LENINGRADO CARIS NUÑEZ
LUIS ALBERTO VERA BARBOSA**

Profesor guía:

CRISTIAN RIVEROS MATTHEY

Firma

Calificación

Santiago, Chile

2016

Dedicatorias.

Dedicamos este seminario de grado a nuestros amigos, profesores quienes fueron de gran apoyo durante el periodo de tesis.

A los nuestros padres, hermanos y novias que estuvieron incondicionalmente durante todo el proceso de tesis y formación.

Creo que las palabras no describen las emociones.

Agradecimientos.

Agradecemos a nuestro profesor Cristian Riveros Matthey por la gran entrega y compromiso durante todo el proceso, por darnos las herramientas para concluir de manera satisfactoria nuestro seminario de grado.

Agradecemos poder contar con este conocimiento para nuestro fortalecimiento intelectual.

Índice de contenido.

AUTORIZACIÓN PARA FINES ACADÉMICOS.....	I
DEDICATORIAS.....	I
AGRADECIMIENTOS.....	II
TABLA DE ILUSTRACIONES.....	IV
ÍNDICE DE TABLAS.....	V
RESUMEN.....	VI
I. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Problema de investigación.....	2
1.2. Pregunta investigativa.....	4
1.3. Objetivo general.....	4
1.4. Objetivos específicos.....	4
1.5. Descripción de variables.....	5
1.5.1. <i>DEPENDIENTE</i>	5
1.5.2. <i>INDEPENDIENTE</i>	5
1.5.3. <i>CO-VARIABLES</i>	5
II. MARCO TEÓRICO.....	6
2.1. Triatlón.....	6
2.2. Electromiografía.....	7
2.3. Índice de co-contracción muscular.....	9
2.4. Control motor.....	12
2.5. Característica de la bicicleta.....	13
2.6. Tamaño de la bicicleta.....	14
2.7. Características del crank o pedaleo.....	14
2.8. Contribución muscular del miembro inferior en el pedaleo.....	16
2.9. Seguimiento o tracking.....	18
2.9.1. Seguimiento con algoritmo de Lucas-Kanade.....	18
III. METODOLOGÍA.....	19
3.1. Diseño de investigación.....	19
3.2. Población de estudio.....	19
3.3. Criterios de inclusión.....	20
3.4. Criterios de exclusión.....	20
3.5. Cálculo de tamaño de muestra.....	20
3.6. Mediciones e instrumentación.....	21
3.7. Plan de análisis de datos.....	22
3.8. Análisis estadísticos.....	24
IV. RESULTADOS.....	25
V. DISCUSIÓN.....	28
VI. CONCLUSIÓN.....	30
VII. BIBLIOGRAFÍA.....	31
VIII. ANEXOS.....	36

Tabla de ilustraciones.

Ilustración 1. Fórmula Índice de co-contracción Winter y Falconer.	10
Ilustración 2. Integral del musculo antagonista fórmula de índice de co-contracción	10
Ilustración 3. Integral total de la fórmula del índice de co-contracción.	11
Ilustración 4. Activación del vasto lateral y bíceps femoral en posición tradicional.....	11
Ilustración 5. Activación muscular del vasto lateral y bíceps femoral en posición aerodinámica	12
Ilustración 6. Comparación de la bicicleta de triatlón versus la bicicleta de ruta.....	14
Ilustración 7. Representación de los grados de la biela de la bicicleta.	16
Ilustración 8. Representación del punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC) (→ Dirección del ciclista).	17
Ilustración 9. Fórmula del tamaño del efecto para el tamaño de la muestra.....	21
Ilustración 10. Flujo de trabajo.	23
Ilustración 11. En la gráfica se muestra el porcentaje de co-contracción de cada una de las muestras en la primera posición o posición tradicional obteniendo un promedio de 66,01 ± 3,47 DS.	26
Ilustración 12. En la gráfica se muestra el porcentaje de co-contracción de cada una de las muestras en la segunda posición o posición aerodinámica obteniendo un promedio de 51,28±9,57 DS.	26
Ilustración 13. Diferencia de índice de co-contracción entre el músculo vasto lateral y bíceps femoral en una posición tradicional y aerodinámica.....	27

Índice de tablas.

Tabla 1. Promedios de los valores de composición corporal y entrenamiento de los triatletas. .	19
Tabla 2. Media (MD) y Desviación estándar (DS) del Índice de co-contracción (%) para triatletas en posición tradicional y aerodinámica a una cadencia de 90 revoluciones por minuto (rpm).	27

Resumen.

El propósito del estudio fue identificar el índice de co-contracción en triatletas durante el pedaleo en posición aerodinámica y posición tradicional en una selección muscular determinada por el grado de compromiso en el gesto deportivo de los músculos vasto lateral (VL) y bíceps femoral (BF). Los datos fueron obtenidos mediante electromiografía de superficie de acuerdo al protocolo de electromiografía de superficie para la evaluación muscular no invasiva (SENIAM). La normalización de la señal se efectúa mediante una contracción muscular máxima voluntaria con el fin de obtener datos reales de la actividad muscular y generar una comparación más objetiva. Una vez realizada la evaluación los datos son incorporados y procesados en el software MATLAB 2.015. Otro factor importante es la sincronización del pedaleo a través de videograbación con seguimiento mediante el algoritmo Lucas-Kanade. Para el tamaño de la muestra se utilizó, el cálculo de tamaño efecto indicando que se necesitó 17 triatletas, sin embargo, se obtuvieron solo participaron 7 triatletas de alto rendimiento, con su propia bicicleta, los cuales promediaban una cadencia de 90 revoluciones por minuto (rpm) y una potencia media de 230 watts. Para el análisis estadístico se realizó comparación de las medias mediante la prueba T de Student para muestras independientes, el estudio evidencio una diferencia significativa ($p < 0.05$) entre dos posiciones adoptadas por los triatletas en la fase de ciclismo; posición tradicional y posición aerodinámica, los resultados obtenidos mostraron una disminución del índice de co-contracción en los atletas, cuando incorporan la posición aerodinámica durante el pedaleo, estos valores puede ser sugerentes de una mejor modulación y control neuromuscular a nivel del sistema nervioso central, además sugiere que la posición tradicional tiene menor eficiencia mecánica durante el pedaleo de triatletas.

I. Introducción.

Los triatletas son deportistas que tienen gran resistencia física, ya que enfrentan tres disciplinas consecutivas, que son natación, ciclismo y carrera (Triatlón). En el triatlón las disciplinas tienen distancias conocidas que determinarán la clasificación. Actualmente tiene gran popularidad, hecho que marca un aumento en el número de deportistas que practica este deporte, aunque es un deporte mixto existe mayor proporción hombres que mujeres (Canda, Castiblanco, Toro, Amestoy, & Higuera, 2014; Landers, Blanksby, Ackland, & Smith, 2000;). Durante el triatlón, el desgaste físico es exponencial, siendo la transición desde el ciclismo a la carrera a pie, la con mayor exigencia, ya que su costo energético aumenta entre un 7-8% en eventos de triatlón, en comparación a ciclismo puro (Candotti et al., 2009; Heiden & Burnett, 2003).

Por otra parte, el ciclismo es un deporte de alta velocidad, donde la aerodinámica es un factor importante. Sin embargo, el punto clave para la aerodinámica, ocurre en 1.989 con el ciclista G. Lemond, en el tour de Francia (Chowdhury, Alam, & Mainwaring, 2011). Por lo tanto, si para los ciclistas es importante la aerodinámica, para los triatletas también. Además la correcta ejecución de la fase de ciclismo, se relaciona con el éxito en la carrera a pie, ya que puede existir una alteración en el control del movimiento y reclutamiento muscular (A. R. Chapman, Hodges, Briggs, Stapley, & Vicenzino, 2010). Se ha observado, que la orientación de cuerpo genera cambios neuromusculares en el miembro inferior (Hug & Dorel, 2009; Raymond, 2005).

Sin embargo, en la actualidad no existen estudios acabados del comportamiento de la electromiografía (EMG), entre una posición tradicional (ilustración 4) y posición aerodinámica (ilustración 5) durante el pedaleo. Estudios previos, han señalado una relación entre el músculo vasto lateral (VL) y bíceps femoral (BF) durante el pedaleo (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2015). A través de un patrón de activación simultánea de la musculatura agonista y antagonista dentro de una misma articulación (índice de co-contracción), se podrá obtener la actividad eléctrica mediante el solapamiento de la señal electromiográfica de la musculatura involucrada (Candotti et al., 2009). En la literatura se encuentra, un sin número de estudios en corredores, no obstante en el mundo del ciclismo existe muy poca información hasta la fecha (Candotti et al., 2009).

El propósito de nuestro estudio es identificar, mediante el índice de co-contracción, si la posición aerodinámica y tradicional que incorpora el triatleta, evidencia una mejor adaptación en la eficiencia mecánica en el ciclo del pedaleo, de este modo entregar sugerencias en las adaptaciones deportivas específicamente en el plan de entrenamiento de triatletas, ya que al optimizar las adaptaciones aerodinámica del ciclista disminuirá la resistencia total ejercida, mejorando el rendimiento y evitando futuras lesiones por patrones ineficientes, además de estimaciones del comportamiento del sistema nervioso central, por medio del control del movimiento, a través de la comparación de la activación muscular del VL y BF mediante EMG en posición aerodinámica y tradicional, cuantificando con esto el índice de co-contracción.

1.1. Problema de investigación.

El triatlón comprende la combinación de manera secuencial de tres disciplinas; natación, ciclismo y carrera a pie. Para los deportistas las habilidades y capacidades físicas son de importancia al momento de ejecutar las diferentes pruebas, ya que en su preparación para los eventos de triatlón dedican un promedio de 800 horas (Strock, Cottrell, & Lohman, 2006). Su origen se remonta a año 1.974 en San Diego, pero en el año 2.000 se hace de gran popularidad, ya que se convierte en un deporte olímpico (Canda et al., 2014; Landers et al., 2000; Sportraining, 2003; Strock et al., 2006).

Las transiciones de las disciplinas son una de las partes más difíciles y de alta demanda física en el triatlón, en particular, desde el ciclismo a carrera a pie (Heiden & Burnett, 2003). El ciclismo en los eventos de triatlón tiene mayor tiempo de ejecución, además requiere de una gran coordinación motriz del miembro inferior, ya que durante el ciclismo la contracción concéntrica es predominante, mientras que en la carrera a pie la actividad muscular tiene componente concéntrico y excéntrico (Heiden & Burnett, 2003). Por esto, la interacción entre atleta y bicicleta es un atractivo para los investigadores.

Al montar la bicicleta el atleta se somete a la resistencia aerodinámica, la fuerza del peso y la resistencia de la rueda y la calzada. La resistencia aerodinámica se busca vencer constantemente, ya que tiene una alta influencia en el rendimiento, debido a que se genera una mayor potencia muscular para contrarrestar la resistencia (A. R. Chapman, Vicenzino, Blanch, & Hodges, 2008; Hug & Dorel, 2009). Al adoptar una posición

aerodinámica el atleta reduce la resistencia aerodinámica, además de modificaciones en la activación muscular (Hug & Dorel, 2009). Estudios previos, se centran en la selección de la bicicleta, en el ángulo del tubo del sillín, en la técnica del pedaleo, cadencia, aspectos morfológicos, metabólicos y biomecánicos de atletas (Argentin et al., 2006; Bisi, Ceccarelli, Riva, & Stagni, 2012; Cannon, Kolkhorst, & Cipriani, 2007; Hug & Dorel, 2009; Landers et al., 2000; Sanderson & Amoroso, 2009; Wozniak Timmer, 1991). Existen estudios que comparan las posiciones del cuerpo sobre la bicicleta en ciclistas, entre ciclistas y triatletas, pero no entre triatletas y triatletas (Ashe et al., 2003; Bini, Hume, & Croft, 2012; Candotti et al., 2009; Federal, Rio, & Do, 2003; Hug & Dorel, 2009).

Las posiciones que adoptan los deportistas en la bicicleta son estudiadas mediante electromiografía de superficie, que busca comprender el funcionamiento de la musculatura comprometida en el pedaleo (Candotti et al., 2009). Se ha demostrado que los efectos de la orientación del tronco y miembros superiores del cuerpo determina cambios a nivel inferior del cuerpo, estudio cuantificado mediante electromiografía (A. Chapman, 2008). También la modificación de la postura en el pedaleo afecta la actividad electromiográfica de los principales músculos del miembro inferior; glúteo mayor, vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral, gastrocnemio, tibial anterior (Duc, Bertucci, Pemin, & Grappe, 2008; Hug & Dorel, 2009). Además, se demuestra que la gran fuerza mecánica neta producida en el pedaleo, corresponde en gran medida a los vastos del cuádriceps y al glúteo máximo (Raasch, Zajac, Ma, & Levine, 1997).

La co-contracción muscular, interpretada como un mecanismo que modula la actividad de forma simultánea de músculos agonistas y antagonistas que comprenden la misma articulación (Rosa, Marques, Demain, Metcalf, & Rodrigues, 2014), o como un patrón de activación simultánea de la musculatura agonista y antagonista para producir un movimiento específico, obtenida de actividad eléctrica de la electromiografía de superficie que nos dará el índice co-contracción muscular mediante el solapamiento de la señal electromiográfica involucrada (Candotti et al., 2009).

Investigaciones relacionadas, han evaluado la marcha de pacientes con discapacidad neurológica poseen un índice de co-contracción aumentado producto del daño en el sistema nervioso central, es decir, genera una escasa modulación de la actividad muscular coordinada y lleva a movimientos erráticos de alto costo energético (Rosa et al., 2014). Esto sugiere que mayor coordinación motora, se ejecuta una acción de manera eficiente logrando una performance más económica. Si bien, la mayoría de los estudios

se realiza en laboratorios, con bicicletas estándares o ciclo-ergometro, nuestro estudio, se efectuó con la bicicleta que el atleta utiliza para la competición y/o entrenamiento, y esto, nos indica que cambiar las condiciones del ambiente natural de deportista genera un sesgo dentro de los resultados, sin embargo, nos da directrices importantes para futuros estudios con mejor tecnología y en campo. Con esto se podrá dar un mejor valor a la variable estudiada (Candotti et al., 2009).

El propósito de nuestro estudio es identificar, mediante el índice de co-contracción, si la posición aerodinámica y tradicional que incorpora el triatleta, evidencia una mejor adaptación en la eficiencia mecánica en el ciclo del pedaleo, de este modo entregar sugerencias en las adaptaciones deportivas específicamente en el plan de entrenamiento de triatletas, ya que al optimizar las adaptaciones aerodinámica del ciclista disminuirá la resistencia total ejercida, mejorando el rendimiento y evitando futuras lesiones por patrones ineficientes, además de estimaciones del comportamiento central del control motor.

1.2. Pregunta investigativa.

¿Existen diferencias en el índice de co-contracción entre atletas durante el pedaleo en posición aerodinámica y durante el pedaleo en posición tradicional?

1.3. Objetivo general.

Identificar diferencias del índice de co-contracción entre triatletas durante el pedaleo en posición tradicional y posición aerodinámica

1.4. Objetivos específicos.

Identificar el índice de co-contracción en triatletas durante el pedaleo en posición tradicional.

Identificar el índice de co-contracción en triatletas durante el pedaleo en posición aerodinámica.

Comparar el índice de co-contracción en triatletas durante el pedaleo en posición tradicional y durante el pedaleo en posición aerodinámica.

1.5. Descripción de variables.

1.5.1. Dependiente.

Índice de co-contracción: corresponde a un indicador de actividad muscular eléctrica que se consigue mediante electromiografía; nos entrega señales indirectamente desde potenciales de acciones musculares que se relaciona con la sinergia motora en una tarea específica y el control motor a nivel cortical. Su unidad de medida es mili voltio (MV).

1.5.2. Independiente.

Posición tradicional: Caracterizada por el agarre de las manos en la parte superior del manillar y con los codos en completa extensión.

Posición aerodinámica: Caracterizada por el agarre de las manos en la parte anterior del manillar y con los codos en flexión colocados sobre el manillar.

1.5.3. Co-variables.

Masa, Altura y Edad.

II. Marco teórico.

2.1. Triatlón.

Evento deportivo de gran desgaste físico que da lugar a tres disciplinas de forma secuencial (natación, ciclismo y carrera). El primer triatlón se llevó a cabo en 1.974 en el estado de San Diego, Estados Unidos. Además, el término triatlón es confundido por gran número de personas con el denominado Ironman, siendo este último una modalidad del triatlón. Por lo tanto, las diferentes modalidades del triatlón, hacen que el atleta deba poseer cualidades físicas exigentes, ya que todas las distancias requieren de un alto nivel de resistencia física (Leipers, 2008; Strock et al., 2006; Suriano & Bishop, 2010). Por otra parte, el género femenino ha ido en aumento con el pasar de los años, sin embargo, la mayor proporción corresponde al género masculino (Strock et al., 2006).

La composición corporal del triatleta es clave, ya que la altura puede generar cambios en el desempeño de las disciplina y a su vez, el componente graso influye en la flotabilidad y la hidrodinámica (Sleivert & Rowlands, 1996). Sin embargo, las características fisiológicas juegan un rol importante en el éxito del evento deportivo, un indicador es el consumo máximo de oxígeno (VO_2 máx.), como determinante de la capacidad aeróbica, las cargas de trabajo sub-máximas, la economía de movimiento, es decir, costo del oxígeno en el ejercicio estándar a una determinada velocidad, ya que al ser más económico disminuye el consumo de oxígeno logra moverse más rápido o almacenar la energía para la finalización del evento, estableciendo el éxito (Sleivert & Rowlands, 1996). Los triatletas creen que un aumento en el ángulo de inclinación del sillín es predisponente, para lograr una ventaja en la fase siguiente de la carrera, el término utilizado como ángulo de inclinación del sillín (AIS), se define como la posición del asiento con respecto al eje del cigüeñal de la bicicleta, en los atletas Ironman (4 km de natación, 180 km de ciclismo y 42 km carrera). El AIS puede alcanzar los 80° , lo que simula una adaptación a la posición de la marcha, aunque las normas no permiten esta modalidad, se puede incorporar posiciones aerodinámicas, no obstante en eventos olímpicos o clásicas (1,5km de natación, 40 km de ciclismo y 10 km de carrera). La distancia del manillar no puede pasar el largo del manillar. Además los triatletas refieren que un aumento en el AIS confiere una transición con mayor comodidad, eficiencia y producción de energía a la carrera y al ciclismo (Bisi et al., 2012). El posicionamiento adecuado en la bicicleta, ya se ha demostrado ser beneficioso para prevención de lesiones y aumento del rendimiento (Fonda & Sarabon, 2012). La bicicleta de triatlón tiene una particular diferencia con las

bicicletas de las otras disciplinas, ya que el sillín tiene una proyección más adelantada producto de modificación del ángulo del sillín o la posición horizontal de este. Además otra característica es el uso de la barra de descanso que reduce la flexión de tronco y optimiza el perfil aerodinámico (Fonda & Sarabon, 2012).

2.2. Electromiografía.

El desarrollo de la electromiografía (EMG) tiene su inicio a mediados del año 1.600 por Francesco Redi, que señaló, que la musculatura altamente entrenada, es capaz de generar electricidad. Sin embargo, la primera evidencia de actividad eléctrica en los músculos humanos, lo demuestra Du Bois Reymond en el año 1.800. Ya a comienzos del año 1.900 Pratt, demostró que la magnitud de la actividad eléctrica era asociada al reclutamiento de fibras musculares, con esto una gran gama de investigadores comenzaron a instrumentar mejoras en la EMG y sus estudios se enfocaban en la normalidad y anormalidad del músculo, posterior al año 1.940 Iman y Cols, comenzaron a utilizar la EMG para el estudio del movimiento dinámico. Booker y Cols, describieron métodos de reentrenamiento muscular para pacientes con alteraciones neuromusculares, además Johnson y Garton, realizaron estudios a pacientes con hemiplejía para ayudar a reestablecer funciones. Importante será destacar dentro de la EMG a Carlos Deluca y sus Cols (Criswell, 2011).

La contracción muscular, es un proceso secuencial que inicia por un estímulo nervioso, generando un potencial de acción que traspasa por el sarcolema y a lo largo de los túbulos-t. La señal nerviosa induce la liberación de calcio del retículo sarcoplasmático al sarcoplasma, en donde la interacción entre las proteínas contráctiles, provocan la contracción muscular (Guyton & Hall, 2011).

Los tipos de fibras musculares se clasifican, según sus características, contráctiles y metabólicas. Las fibras de contracción lenta (Tipo 1) se caracteriza por la escasa velocidad de contracción, por la actividad baja de ATPasa, por una capacidad glucolítica menos desarrollada, y por ser resistente a la fatiga. Mientras que las fibras de contracción rápida (Tipo 2) poseen un alto nivel de actividad ATPasa asociada a capacidad de generación de energía rápida con potencia y velocidad (Carrie M. Hall, 2006).

La unidad motora, está compuesta por una moto-neurona que inerva a todas las fibras musculares. El sistema nervioso central, se encarga de regular el número de fibras reclutadas y la frecuencia de activación. Para tareas de precisión, se reclutarán gran cantidad de fibras musculares, en cambio para tareas de motricidad gruesa se reclutarán menor cantidad de fibras musculares (Carrie M. Hall, 2006).

La EMG se define como una herramienta que nos entrega potenciales de acción musculares de modo indirecto, es decir, nos entrega un estado de los potenciales de acción de la unidad motora superpuestos (Hug & Dorel, 2009; i Ortigosa et al., 2010; Ibarra Luzar, Perez Zorrilla, & Fernandez Garcia, 2005; Manuscript, Sclerosis, Lipschutz, & Manuscript, 2013). Un electromiógrafo nos entregará la energía generada en el musculo en micro-voltios que se consigue a través del potencial de acción de la unidad motora, esta señal llega a los electrodos y se amplifica con el electro miógrafo (Criswell, 2011).

Principalmente se distinguen dos formas de EMG: la clínica correspondiente a características del potencial de acción de unidad motora en relación al diagnóstico de patologías neuromusculares y kinesiológicas correspondientes a la función muscular y la coordinación. También se distinguen mediante el uso del transductor, es decir, invasiva que corresponde a la utilización de alambres intramusculares lo cual obtiene menor captación de señales, o no invasiva que corresponde a electrodos de superficie, los que son capaces de lograr mayor captación de señal (Ibarra Luzar et al., 2005; Villarroya Aparicio, 2005).

Factores que determinan el dominio en tiempo y en frecuencia, dependen de la impedancia; que corresponde a la resistencia de la piel en el paso de una corriente continua, ya sea por humedad, o nivel de aceite de la piel. En EMG, se hace relevante para los estudios, mantener una baja impedancia para un registro óptimo, la impedancia en el electrodo debe ser inferior a 5.000 a 10.000 Ohm. La amplificación; cuando la señal logra sobrepasar la piel y electrodo, se debe amplificar la señal biológica, esto se conoce como ganancia. El filtrado; una vez obtenida la ganancia de señal, se comienza a procesar, siendo el primer paso del filtrado. La mayoría de los EMGs contienen filtros de 60 Hz, el objetivo del filtro es desechar los ruidos entre valores 59-61 Hz, existen filtros de paso, tanto alto como bajo que ayudaran a obtener una señal más suavizada y exacta (Criswell, 2011) El *crosstalk*: corresponde al ruido que expresa la musculatura cercana al electrodo (Hug & Dorel, 2009). Para disminuir los errores en las señales, existe el

protocolo de SENIAM (Hermens, 2000; Hug & Dorel, 2009; i Ortigosa et al., 2010; Villarroya Aparicio, 2005), no obstante, las fluctuaciones ya mencionadas, tienen que lograr una normalización de la actividad eléctrica del musculo, se logra mediante una contracción voluntaria máxima, la cual determina el marco de referencia para la señal (Rouffet & Hautier, 2008; Sinclair et al., 2015).

Al establecer la actividad mioelectrica a través de la EMGs, podemos reflejar el control del movimiento a nivel del sistema nervioso central, el cual divide en zonas musculares el control para la realización de diversas tareas y a distintos niveles de exigencia y precisión (M L Latash, 2012). Dentro de las aplicaciones de la EMGs, en el deporte podemos obtener el análisis de un gesto funcional o de una tarea específica, que incluye un estudio de la cinemática y cinética paralelamente, de este modo recopilamos datos de posición, velocidad y aceleración lineales y angulares, se utiliza la electromiografía sincronizada a función cinemática dando la actividad muscular en un determinado gesto (i Ortigosa et al., 2010; Villarroya Aparicio, 2005).

Por otro lado, podemos analizar la marcha humana y determinar las sinergias musculares, tiempos de activación muscular. Además se evaluar, el comportamiento de la fatiga muscular en diferentes deportes o acciones específicas de algún deporte, de este modo observar los determinantes del rendimiento muscular y prevención de lesiones (Candotti et al., 2009; i Ortigosa et al., 2010).

2.3. Índice de co-contracción muscular.

La co-contracción muscular (MCO), se emplea para determinar la actividad simultánea de la musculatura agonista y antagonista dentro de una misma articulación (Busse, Wiles, & van Deursen, 2005; Ervilha, Graven-Nielsen, & Duarte, 2012; Winter, 1985; Hug, 2009; Rosa, 2014).

La MCO cuando es afectada por el grado de coordinación muscular y estabilidad articular, determina un patrón ineficiente de movimiento y sugerente de lesiones (Candotti et al., 2009; Falconer & Winter, 1985; Katsavelis & Threlkeld, 2014; Kellis, Arabatzi, & Papadopoulos, 2003; Rosa et al., 2014). Se hace relevante la una medida objetiva de la actividad simultanea de la articulación, calculo que se obtiene mediante la actividad eléctrica del musculo registrada en la electromiografía, dicho cálculo se denomina índice

de co-contracción muscular (Candotti et al., 2009). El cálculo del índice de co-contracción (IC) puede lograrse con fórmulas matemáticas avanzadas, ya que se obtiene todas las fuerzas musculares ejercidas en una articulación, pero es de gran tiempo y dificultad de aplicación, es por esto que la obtención del IC se confía en la señales de EMG (Kellis et al., 2003).

La importancia del IC se relaciona con el comportamiento y control motor, ya que los sujetos pueden modular la MCO minimizando los movimientos ineficientes, además se ha demostrado que movimiento en las extremidades aumentan gradualmente el MCO (Gribble, Mullin, Cothros, & Mattar, 2003). Por ejemplo, en un estudio en ciclismo con niños con desarrollo psicomotor normal y niños con parálisis cerebral, se observó que el MCO aumentaba en este último grupo (Candotti et al., 2009). Pero, podemos disminuir la MCO con el aprendizaje de una tarea motora (Gribble et al., 2003).

Winter y Falconer propone un método para obtención del IC, que corresponde a la cuantificación de la MCO en una articulación. Dicho método busca la amplitud de la señal EMG que representa al musculo agonista y antagonista con relación a la fuerza isométrica voluntaria para las actividades dinámicas (Kellis et al., 2003). El IC se calcula dividiendo el doble de la integral del antagonista EMG por la integral total EMG. Se aplica la versión modificada del método Winter y Falconer (ilustración 1, 2,3).

$$CI = \frac{2I_{ant}}{I_{Total}} \times 100\%$$

Ilustración 1. Fórmula Índice de co-contracción Winter y Falconer.

CI: índice de co-contracción. Iant: área total de la actividad antagonista, calculada con la siguiente ecuación (ilustración 2).

$$I_{ant} = \int_{t_1}^{t_2} EMG_{ag}(t) dt + \int_{t_2}^{t_3} EMG_{ant}(t) dt$$

Ilustración 2. Integral del musculo antagonista fórmula de índice de co-contracción

t1 y t2: indica el período en el que el EMG Agonista es menor que el EMG Antagonista.
 t2 y t3: indica el período en el que el EMG Antagonista es menos de EMG Agonista
 Itot: es la integral de la suma de Agonista y Antagonista EMG durante la tarea (ilustración 3).

$$I_{tot} = \int_{t_1}^{t_3} [EMG_{ag} + EMG_{ant}] (t) dt$$

Ilustración 3. Integral total de la fórmula del índice de co-contracción.

Una vez obtenido el IC, las representaciones de las señales se observan a través de un procesamiento de funciones en el software MATLAB 2015. Se observa los puntos de inicio de la actividad muscular agonista y antagonista, la zona de área común entre agonista y antagonista, el nivel de activación que refleja la amplitud por medio de una normalización de la señal con una contracción muscular máxima voluntaria (Ilustración 4,5).

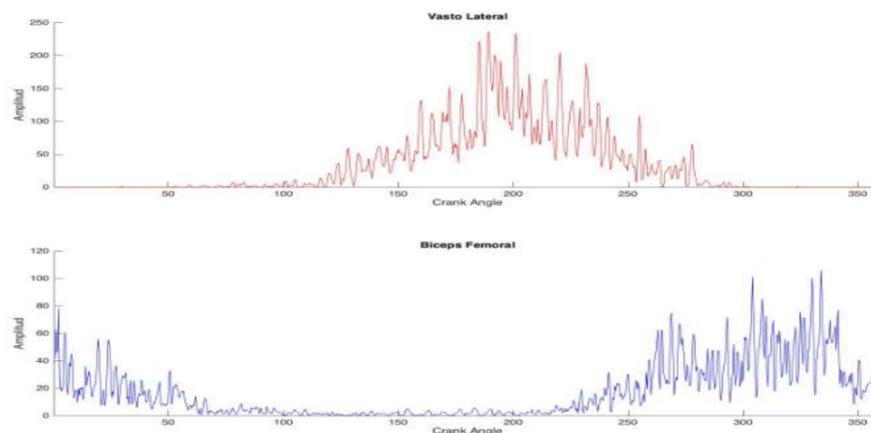


Ilustración 4. Activación del vasto lateral y bíceps femoral en posición tradicional.

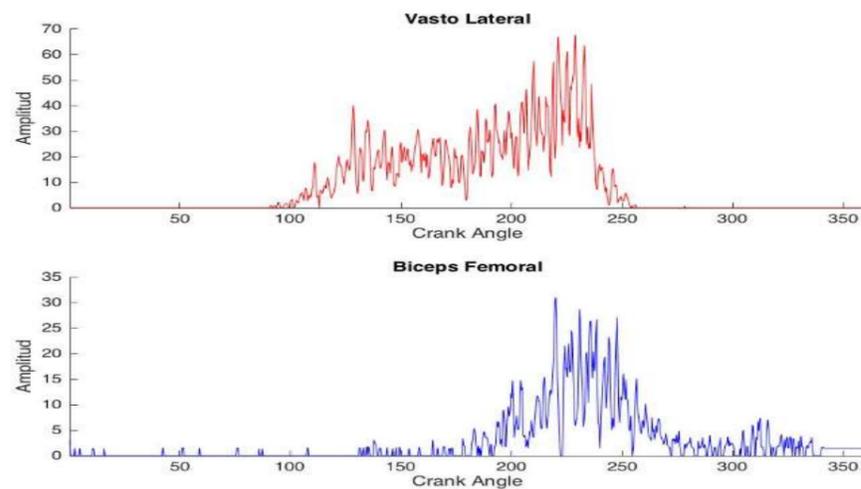


Ilustración 5. Activación muscular del vasto lateral y bíceps femoral en posición aerodinámica

2.4. Control motor.

Se define como un área científica que estudia las leyes naturales, de cómo el sistema nervioso tiene la interacción con las partes del cuerpo y el medio ambiente para producir movimientos voluntarios coordinados (Mark L. Latash, 2012a). El control motor surge de interacciones de sistemas perceptivos y de acción, con la cognición, en el cual encontramos niveles de procesamientos, por ejemplo, la percepción puede entenderse como un proceso que necesita niveles cerebrales específicos que analizan la información sensorial, la cual la interpreta y la integra en niveles superiores del cerebro (Shumway-Cook, Marjorie H. Woollacott, 1995b).

El control del movimiento se logra mediante diversas estructuras cerebrales, las cuales tienen dos formas de ajustar, tanto jerárquica que se relaciona con los niveles ascendentes del sistema nervioso central (SNC), y por un procesamiento e interacción en paralelo de las estructuras cerebrales, de manera simultánea. Ambos se ajustan mediante el sistema de percepción y el de acción (Shumway-Cook, Marjorie H. Woollacott, 1995a).

El control de movimiento establecido por el sistema de acción del control motor, incluye áreas del sistema nervioso como la corteza motora, el cerebelo y los ganglios basales, que determinan la coordinación del movimiento, dicha acción está dada por la actividad de la musculatura, que precisa de músculos determinados para la acción dada, tanto en sincronización como en fuerza. Entonces el control motor depende de la

retroalimentación visual, vestibular y propioceptiva, y las respuestas del músculo reflexiva y voluntaria (Nagy et al., 2004).

El uso experimental del control motor es establecido por tres grupos que se enfocan en, variables mecánicas; son las que están relacionadas con el éxito de movimiento y de las interacciones con el cuerpo y el medio ambiente, las variables eléctricas; determinadas por procesos del cuerpo que representan la actividad muscular en electromiografía, y variables metabólicas mediante electrocardiogramas, la actividad muscular se registran señales musculares aproximadas de 100-120 mili-voltios (Mark L. Latash, 2012b).

2.5. Característica de la bicicleta.

Bicicleta de triatlón: son un tipo de bicicleta diseñada exclusivamente para cada deportista tomando en cuenta la conformación anatómica de este (ilustración 6). Los componentes utilizados son similares a los de las bicicletas convencionales sin embargo, la composición de estas piezas y la posición en las cuales se ensamblan, logran marcar importantes diferencias respecto a una bicicleta común.

Dentro de las incorporaciones relevantes se encuentran los acoples de triatlón (la colocación de los codos sobre el manillar) que permiten adoptar una posición más aerodinámica. La distancia entre los ejes en la bicicleta de triatlón es menor, para que tenga mayor agilidad, sin embargo, se pierde estabilidad volviéndose un tanto más insegura. Por otra parte, de gran importancia será el ángulo vertical del tubo. El cual se mide desde la horizontal y al tubo del sillín, suele estar dentro de los 76° a 78° grados (las bicicleta de carrera suelen tener un ángulo entre 73° a 74° grados (Ilustración 6) permitiendo con esto el óptimo uso de los acoples de triatlón reduciendo la flexión del tronco, mejorando así el torque biomecánico y el perfil aerodinámico (Fonda & Sarabon, 2012).



Ilustración 6. Comparación de la bicicleta de triatlón versus la bicicleta de ruta.

2.6. Tamaño de la bicicleta.

Para optar a una bicicleta lo más beneficiosa para el atleta se han implementado un sin número de opciones, sin embargo, las más aceptada es la que mide la distancia de la entrepierna con el suelo. La longitud de las entrepierna se mide con el ciclista en posición vertical sobre anchura de las caderas y a nivel entre las piernas, manteniendo contacto con la base de la pelvis. La medición se proyecta desde el suelo hasta el área entre el pubis y la base de tuberosidad isquiática.

2.7. Características del crank o pedaleo.

El pedaleo o también conocido como crank se define como el recorrido angular que realiza el pedal al inducir una combinación lineal y angular en los miembros inferiores del cuerpo. El patrón de activación de los músculos de los miembros inferiores permite tanto la producción de fuerza y su orientación óptima en los pedales.

Entendiendo los tiempos de activación muscular, fisioterapeutas y entrenadores de ciclismo pueden centrarse en una fase particular de la acción de pedaleo para entrenar un grupo muscular en particular (Hug & Dorel, 2009). Desde el punto de vista del entrenamiento y la perspectiva de la ciencia, es de interés reconocer si una técnica de

pedaleo mecánicamente efectiva conduce a una mayor eficiencia (Korff, Romer, Mayhew, & Martin, 2007).

La fuerza que genera el deportista en la bicicleta se pueden determinar en 3 puntos clave; las manillas, sillín y pedales. Estos puntos forman enlaces de transferencia de fuerzas entre el atleta y su bicicleta, sin embargo, en este caso pondremos énfasis en la relación del pedal y la fuerza del segmento inferior. La longitud del músculo será la que determine la cantidad de fuerza generada y el tiempo de activación (Rousanoglou, Georgiadis, & Boudolos, 2008). Tomando en cuenta, que en el ciclismo los ángulos articulares cambian a medida que se genera el pedaleo los cambios en la activación muscular serán variados. Es por esto que la fuerza muscular del segmento inferior será referenciada por la posición de la biela (Fonda & Sarabon, 2012).

El dispositivo referente de la bicicleta para rastrear las angulaciones será la biela. En múltiples estudios se ha determinado el movimiento de la biela en diferentes grados correlacionándolo con la activación de la musculatura. Dentro de las cadencias de los deportistas existen variaciones desde 75 a 115 rpm dando un promedio de 90 rpm, este último valor generalmente se ha utilizado para las mediciones en el mundo del ciclismo (Fonda & Sarabon, 2012). Las fases del pedaleo se pueden dividir en 4 fases:

La fase I comprende desde 20° a 145° en relación con la vertical que pasa por el eje de pedalear (0° su parte más superior, 180° su parte inferior). Durante esta fase el pie se extiende 30° sobre la pierna, pero guarda una orientación estable en el espacio de 45° respecto a la horizontal. La pierna se estira 70° . El muslo se estira en una amplitud de 44° . La extensión del muslo se debe al glúteo mayor, al tensor de la fascia lata y a los isquiotibiales. La extensión de la pierna se debe a los cuádriceps por medio del vasto lateral. La extensión del pie se realiza mediante el tríceps sural principalmente. Los músculos intrínsecos del pie no tienen un efecto cinético aparente (Castellote, 1986) (Ilustración 7).

La fase II comprende desde 145° a 215° . Aquí se incluye uno de los denominados puntos muerto, característicos del ciclismo, corresponden a la posición alta y baja de la biela. Es una fase de inversión en la cual se pasa de completar la extensión del miembro inferior a comenzar su flexión (Castellote, 1986) (Ilustración 7).

La fase III comprende desde los 215° a los 325°. En esta fase el pie se flexiona cerrándose 15° el tobillo. La rodilla se cierra 55°. La cadera se flexiona en una amplitud de 35°. La flexión del muslo se realiza mediante el psoas-iliaco, el recto anterior y el sartorio. La pierna se flexiona por los músculos de la pata de ganso, poplíteo y bíceps femoral. La flexión del pie se realiza mediante potentes músculos biarticulares como el tibial anterior, extensor común de los dedos y extensor propio del dedo gordo (Castellote, 1986) (Ilustración 7).

La fase IV comprende desde 325° a los 20°. En el comienzo de esta fase el pie se encuentra extendido a 140°, luego se hasta los 105°. Es una gran amplitud la recorrida por esta articulación, asemejándose a la realizada en la fase II. En contraposición, la amplitud de movimientos de la rodilla y de la cadera es mínima (Castellote, 1986). (Ilustración 7).

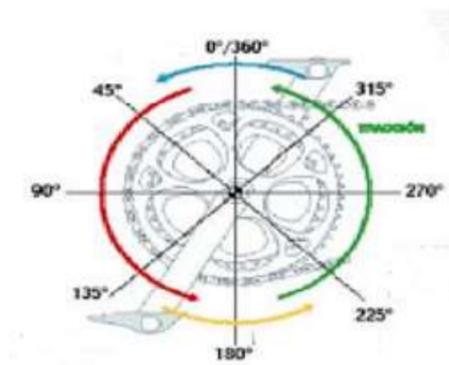


Ilustración 7. Representación de los grados de la biela de la bicicleta.

2.8. Contribución muscular del miembro inferior en el pedaleo.

En el ciclismo, la clave de la fuerza es determinada por la rotación de la manivela del pedal. Un ciclo corresponde a una rotación completa de la manivela del pedal, es decir, que comienza con 0° en la posición de 12 horas (h) del reloj, 90° a las 3h, 180° a las 6h y 270° a las 9h. el final del ciclo corresponde a 360° a las 12h (0°). El pedal en la posición de 12h se denomina punto muerto superior y la posición en las 6h se denomina punto muerto inferior, es decir, el ciclo puede comenzar en ambas posiciones. (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2015) (Ilustración 8) Las líneas de fuerzas aplicadas a la modificación del pedal durante el pedaleo, nos indican las co-contracción de musculatura agonista y antagonista durante la extensión y flexión del ciclo.

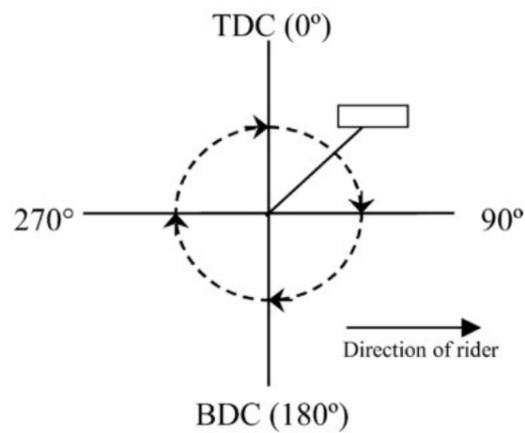


Ilustración 8. Representación del punto muerto superior (TDC) y punto muerto inferior (BDC) (→ Dirección del ciclista). (Baum & Li, 2003)

El músculo motor primario es el cuádriceps femoral, con la ayuda de la sinergia de la musculatura que se encuentra alrededor. Durante el pedaleo se va modificando la actividad primaria de la musculatura del miembro inferior, ya que aproximadamente 30° del ciclo el glúteo mayor se vuelve y sigue a grados cercanos a 150° para extender la cadera, mientras la actividad del glúteo mayor se reduce, los isquiotibiales comienza un aumento en su actividad en grados aproximados a 130° a 250° ya que es necesario la flexión de rodilla. Por otra parte, en el tramo de 0° a 90°, el cuádriceps femoral está muy activo, el recto femoral está activo desde los 200° a 130° del ciclo que sigue, el vasto medial está activo desde 300° a 135°, y el vasto lateral es activo a partir de 315° a 130 del ciclo siguiente (Baum & Li, 2003; Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2015).

Durante el tramo de 90° a 270°, los isquiotibiales tienen mayor compromiso de activación, por tanto, el bíceps femoral se activa a partir de los 5° a 265° y el semimembranoso se activa en el tramo de 10° a 265° (Baum & Li, 2003; Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2015).

Existe una co-contracción de los cuádriceps femoral y los músculos isquiotibiales durante el ciclo, con diferentes porcentajes de activación y que durante el transcurso del pedaleo se van modificando (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2015). Por otra parte en el tobillo, el músculo gastrocnemio tiene gran protagonismo debido a que se activa durante el tramo 30° a 370° del pedaleo, una vez que el sobrepasamos este nivel, el músculo tibial anterior comienza a activarse desde los 280° hasta pasado el punto muerto superior (las 12h o 0°) (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2015).

2.9. Seguimiento o tracking.

El seguimiento es definido como la ubicación de una fotografía tomada producto de una grabación de video en un cuadro anterior, encontrada en un cuadro actual. Esto nos permite reconocer el patrón de movimiento, cambios de velocidad, aceleración, tiempos de activación, etc. El seguimiento se puede aplicar de dos formas: una será manual, en donde se toma un cuadro de un video o mediante programas especializados como KINOVEA, APAS, entre otros. Si bien es un método bastante utilizado a la hora de evaluar existen diversos factores que pueden generar sesgos dentro de un resultado, por ejemplo alteraciones en la grabación, dependientes de la iluminación, una cámara de mala calidad, un desfase del objeto expuesto. Existen tipos de seguimientos, el cual encontramos de tres categorías, basado en características, basados en región y basados en el contorno.

2.9.1. Seguimiento con algoritmo de Lucas-Kanade.

El algoritmo de Lucas-Kanade fue introducida por Bruce D Lucas y Takeo Kanade dos grandes expones del estudio robótico en la década de los años 80. Ellos desarrollaron un método para diferenciar el flujo óptico. El método se inicia con la captura de la imagen mediante una cámara de video la cual entrega información sobre el objeto de interés en forma de conjunto de pixeles, un seguidor de objeto valora la ubicación de este en el tiempo y espacio. Dentro de los tipos de algoritmo de Lucas-Kanade encontramos tres categorías generales; seguimiento basado en la región, método utilizado de manera directa con la plantilla o expresados por una descripción paramétrica. El seguimiento de la plantilla, se define como la sincronización de las imágenes de una plantilla. Se obtienen mediante el seguimiento de un objeto específico a través de una secuencia de video. En primera instancia, se extrae una imagen que quedara como plantilla y luego se realiza el hallazgo con el objeto en movimiento el cual se ira repitiendo en cada cuadro consecutivamente. Esto nos permitirá tener una mayor coincidencia con el marco de referencia. El principal objetivo de los estudios de Lucas-Kanade es reducir al mínimo la suma de errores que se generan a partir de una plantilla actual a la una nueva imagen deforma producto del movimiento del objeto en el sistema de coordenadas.

III. Metodología.

3.1. Diseño de investigación.

El carácter de nuestro estudio es analítico, de tipo analítico observacional, de corte transversal, de muestra no probabilística y con comparación de resultados.

Nuestra investigación tiene carácter analítico, ya que trata de cuantificar dos factores, es decir, se expuso al mismo sujeto a un fenómeno físico de cambio de posicionamiento sin evitar cambiar el contexto de la intervención, en donde se relaciona el efecto de la posición del triatleta (posición tradicional y aerodinámica) con el índice de co-contracción de los atletas.

El diseño corresponde a un estudio analítico observacional, ya que el análisis no fue al azar y no hubo modificación intencionada de las variables, es decir, se observó al triatleta en su entorno más habitual posible sin generar intervención de la performance mostrada para luego analizar la exposición con los resultados. Es de corte transversal, porque la determinación de los resultados se realizó al mismo tiempo de la exposición. La muestra fue no probabilista, ya que la selección está dirigida de acuerdo a los objetivos de investigación.

3.2. Población de estudio.

Diecisiete sujetos de sexo masculino, en su periodo de regeneración tras haber competido en al menos los últimos tres meses marcando como promedio en su última competición 230 W. Además de su composición corporal y detalles del entrenamiento regular (Tabla 1).

Tabla 1. Promedios de los valores de composición corporal y entrenamiento de los triatletas.

	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (kg)	IMC	Potencia (watts)	Tiempo de entrenamiento (horas)	Distancia de entrenamiento (km)
Triatletas	31±8	173±6	71±8	24±3	243±11	7±2	244±66

3.3. Criterios de inclusión.

Dentro de los criterios de inclusión encontramos deportistas de alto rendimientos de género masculinos de nacionalidad chilena, con al menos dos años de antigüedad en la práctica de la especialidad, los cuales se encuentran dentro de los 50 mejores del ranking nivel nacional, con una potencia media promediada de 230 watts en su última competencia. Esta última competencia no debe superar los 90 días de antigüedad. Los deportistas se deben encontrar en su periodo de regeneración muscular.

3.4. Criterios de exclusión.

Género femenino, atletas con potencia menor a 230 watts en la última competencia, amateur, fuera del periodo de regeneración muscular, fuera del ranking de 50 mejores a nivel nacional.

3.5. Cálculo de tamaño de muestra.

Para el cálculo de tamaño de muestra se realizó un piloto con triatletas de alto rendimiento donde se obtuvo el índice de co-contracción entre el vasto lateral (VL) y Bíceps Femoral (BF) (Candotti et al., 2009). Con estos datos se obtuvo la media y la desviación estándar. Estos valores fueron utilizados para obtener el cálculo del tamaño de la muestra con el comparador de las medias utilizando el tamaño efecto, con un ratio de 1 (muestras pareadas) y un alfa del 0.05 y un beta de 0.2. Esto nos llevó a estimar que la cantidad de sujetos necesarios para el estudio son 17 sujetos

Para el cálculo del tamaño de la muestra, se utilizó la comparación de dos medias con el tamaño del efecto. (Ilustración 9)

$$d = \frac{\mu_2 - \mu_1}{\sigma}$$

$$n \geq \left(\frac{1+r}{r} \right) \frac{\left(Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\beta} \right)^2}{d^2} + \frac{Z_{1-\alpha/2}^2}{2(1+r)}$$

Ilustración 9. Fórmula del tamaño del efecto para el tamaño de la muestra.

Dónde: Alfa (α): 0.05, Beta (β): 0,2, Tamaño del efecto (d): 0.99 y la proporción o ratio (Grupo 2 / Grupo 1) = 1. El menor tamaño de la muestra requerido para el grupo 1 y 2: son 17 sujetos, cabe señalar que tanto el grupo 1 como el grupo 2 son los mismos participantes, ya que se evaluarán en dos posiciones diferentes.

Sin embargo, producto de la contingencia de la universidad en el periodo de evaluación de muestra, resultó imposible evaluar la totalidad de los atletas, no obstante, se evaluó y analizó a siete triatletas.

3.6. Mediciones e instrumentación.

La recopilación de datos se obtuvo mediante un electromiógrafo marca Art Oficio con su modelo EMG VIII (ANEXO no. 1) que es un software de adquisición y análisis de datos electromiográficos. En esta versión se consideran ocho canales de adquisición que permiten adquirir datos EMG, switch y/o celda de fuerza, sin embargo, para efecto de este estudio solo se utilizaron dos canales. La captura de las imágenes corrió por parte de una cámara especializada GoPro marca Hero 3 Silver a 120 Hz (ANEXO no. 2), la cual se colocó en trípode a la altura del motor de la bicicleta de prueba a una distancia de 1,5 metros. Obtenidos estos datos se dio paso la digitalización de los datos por medio de software MATLAB 2015. A continuación se realizó el seguimiento o tracking mediante el algoritmo de Lucas-Kanade, afinidad por la plantilla, el cual se configuró con el software MATLAB 2015 para el procesamiento de los datos.

3.7. Plan de análisis de datos.

Participaron siete triatletas chilenos con al menos dos años de experiencia en carreras de larga distancia, con una potencia media de 230 watts y una cadencia promedio de 90 revoluciones por minuto (rpm), los cuales fueron filmados desde el ángulo derecho, consiguiendo cinemáticas angulares de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, marcando previamente la selección de los músculos bíceps femoral (BF) y vasto lateral (VL), del miembro inferior derecho controlados con electromiografía de superficie (EMG).

Previamente se afeitó y limpió los sitios de colocación de los electrodos, luego se aplicaron a lo largo de las fibras musculares en los vientres de los dos músculos para la adquisición de datos EMG. Un electrodo de referencia común se colocó en el proceso espinoso de la vertebral cervical séptima, el procesamiento de los datos se realiza con datos en bruto de la obtención de señal de 2.000 Hz, Por otra parte, se ha informado de que el paso de banda 10-50 Hz es un rango de frecuencia preferente para la expresión de activaciones unidades motoras (Bercier et al., 2009), por tanto será procesada mediante un filtrado de paso de banda de 20 a 600 Hz a través del filtro butterworth de primer orden que será sincronizado mediante un seguimiento y la electromiografía, el seguimiento o tracking corresponde a señales de 120 Hz, obteniendo el mínimo de selección de onda muscular y eliminado el ruido inferior, seguimiento llevado a cabo por el programa matemático de algoritmo Lucas Kanade, recogiendo los datos de siete ciclos de tarea a una cadencia de 90 rpm. Posterior a esto se pasa a MATLAB 2015 para filtrar y suavizar la señal original a través de un sistema de funciones, separando las señales con un análisis computarizada de las independientes y luego mediante el modo de descomposición emperica de la señal y pasando por la transformada de Hilberg-Huang, obtendremos un umbral correspondiente a 5 por la desviación estándar más el promedio del ruido basal de cada señal.

La obtención de los ciclos comienza cuando el pedal inicial en la posición cero (0°), es decir, cuando el pedal queda en la posición baja, la normalización de la señal depende de una contracción voluntaria máxima, con esto podemos obtener una señal de la musculatura antagonista y agonista y llegar a el índice de contracción (Ilustración 10).

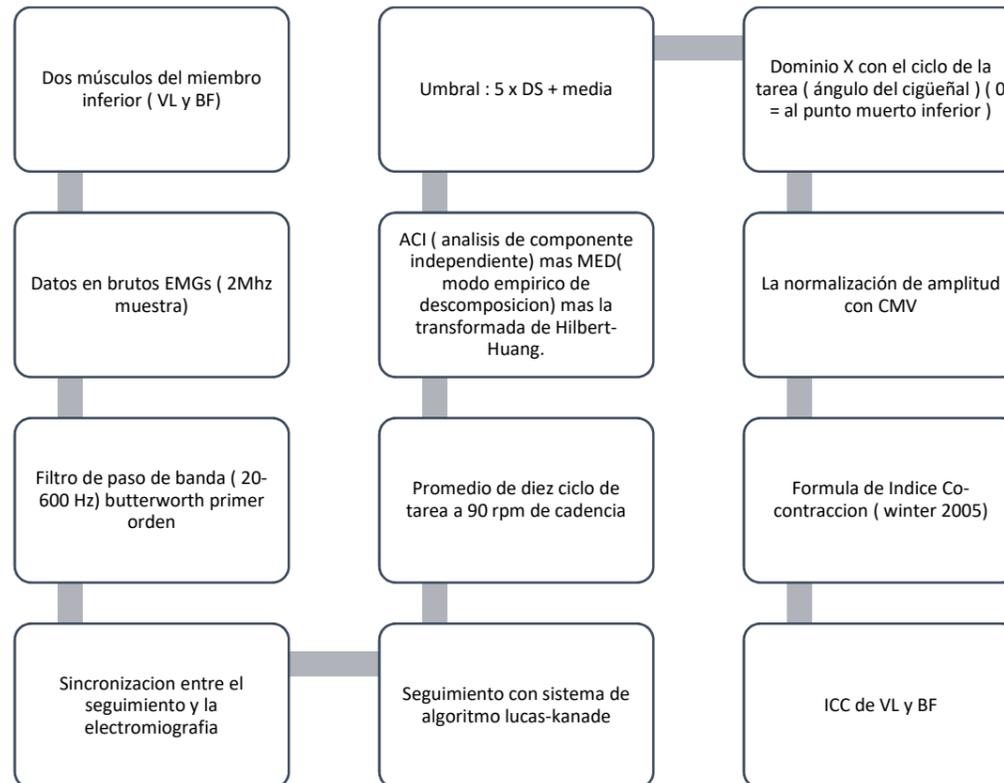


Ilustración 10. Flujo de trabajo.

Se realizan dos posiciones características del ciclismo, en el mismo deportista, los cuales utilizan su propia bicicleta. El lugar de evaluación fue el laboratorio de biomecánica de la Universidad Católica Silva Henríquez. La bicicleta se posiciona sobre un rodillo estático de entrenamiento. El atleta se somete a un calentamiento previo de diez minutos, a cadencia promediada de 90 rpm, posteriormente se solicita incorporar la posición tradicional a misma cadencia (90 rpm), se logra la recopilación de los datos, y se pide que adopte la posición aerodinámica por cinco minutos previos a que se adapte y logre la misma cadencia, se recopilan los datos y se solicita que comience a realizar la fase de enfriamiento. Luego se realiza la contracción muscular voluntaria máxima para ambos músculos seleccionados (bíceps femoral y vasto lateral). Desde el punto de vista lateral, el seguimiento video gráfico del segmento derecho es grabado mediante una cámara Gopro, además de la marcación articular con esferas (cadera, rodilla, tobillo para la obtención del gesto funcional del triatleta en su bicicleta incorporado a un software biomecánico Lucas-Kanade durante siete ciclos de pedaleo.

3.8. Análisis estadísticos

Para análisis estadístico se realizó el test de Shapiro Wilk en el que verificamos la normalidad de la distribución. En tanto, se efectuó la prueba de T de student para la comparación de las medias de las variables dependiente con un nivel de confianza del 95%, en cuanto a la estadística significativa se considera valores de $p < 0,05$.

IV. Resultados.

Los resultados exponen que en la posición tradicional (Ilustración 11) encontramos un valor máximo 70,01% de índice de co-contracción (ICC) con un valor mínimo 59,89% ICC dando un promedio de 66,01 con una desviación estándar (DS) 3,47 en las siete muestras. En el gráfico de posición aerodinámica (Ilustración 12) encontramos como valor máximo 66,37 % ICC con un valor mínimo 34,31 % ICC dando un promedio de 51,28 con una DS 9,57 evaluando las mismas muestras en ambas posiciones. En la Tabla 2 Observamos la comparación del índice de co-contracción entre las posiciones tradicional y aerodinámica que incorpora el triatleta, identificamos diferencia significativa ($p < 0.05$). (Tabla 2). Nos indica que durante la posición tradicional que ocurre en el pedaleo de triatletas, tiene mayor índice de co-contracción entre el vasto lateral y bíceps femoral (Ilustración 13), mientras que se observa una disminución del índice de co-contracción durante la incorporación de la posición aerodinámica del pedaleo en triatletas.



Ilustración 11. En la gráfica se muestra el porcentaje de co-contracción de cada una de las muestras en la primera posición o posición tradicional obteniendo un promedio de $66,01 \pm 3,47$ DS.

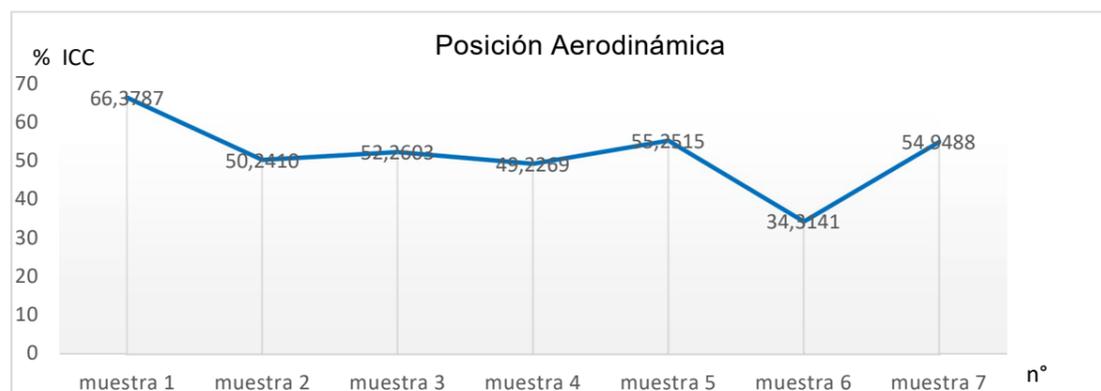


Ilustración 12. En la gráfica se muestra el porcentaje de co-contracción de cada una de las muestras en la segunda posición o posición aerodinámica obteniendo un promedio de $51,28 \pm 9,57$ DS.

Tabla 2. Media (MD) y Desviación estándar (DS) del Índice de Co-contracción (%) para triatletas en posición tradicional y aerodinámica a una cadencia de 90 revoluciones por minuto (rpm).

	nº	Posición Tradicional	Posición Aerodinámica
Media	7	66,06	51,803
Desviación estándar	7	3,476	9,568

Diferencia significativa ($p < 0.05$) entre la posición tradicional y posición aerodinámica de triatletas.

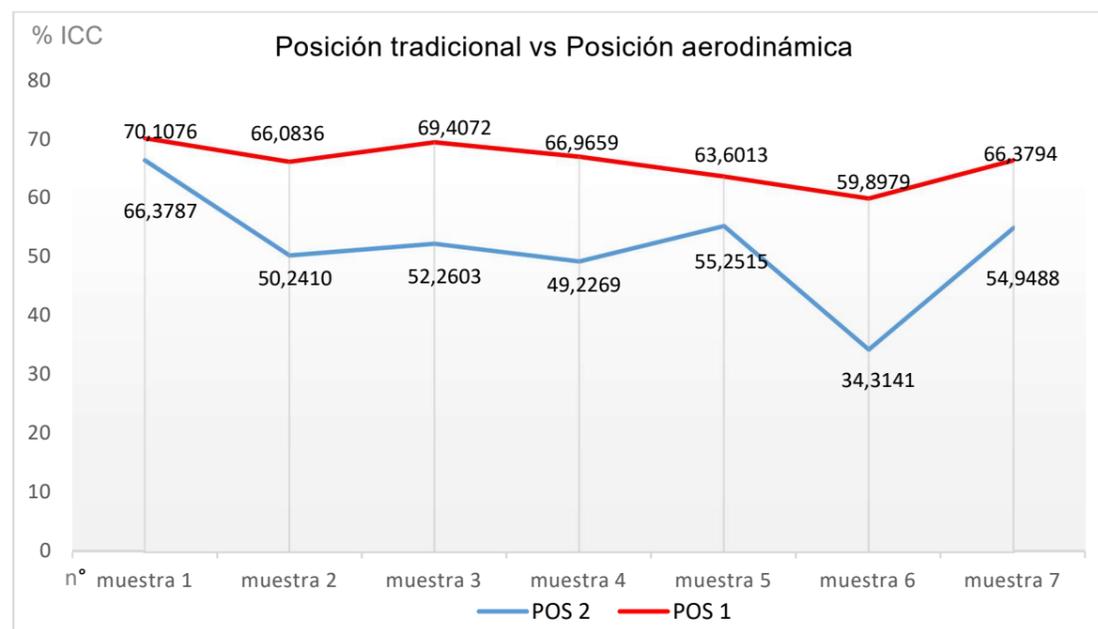


Ilustración 13. Diferencia de índice de co-contracción entre el músculo vasto lateral y bíceps femoral en una posición tradicional y aerodinámica.

V. Discusión.

En la actualidad, la gran competitividad del mundo deportivo genera que pequeños detalles, se conviertan en el factor del éxito en los deportes. Es por esto, que la ciencia y el deporte deben trabajar paralelamente.

El propósito de este estudio fue identificar el comportamiento del índice de co-contracción de músculo vasto lateral y bíceps femoral en posición tradicional (ANEXO no. 3) y en posición aerodinámica (ANEXO no. 4) durante el pedaleo, con la electromiografía de superficie. La selección de estos músculos, se debe al rol importante que efectúan en el ciclismo (Candotti et al., 2009; Hug & Dorel, 2009). Ya que, existe una relación estrecha de co-contracción muscular entre el músculo vasto lateral y bíceps femoral durante el pedaleo (Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, 2015).

En todas las muestras se generó un calentamiento de diez minutos promedio, luego se procedió a la colocación de los electrodos mediante el protocolo de SENIAM (Hug & Dorel, 2009). Se solicita a los deportistas mantener al momento de la evaluación, una cadencia promedio de 90 rpm durante al menos dos minutos, tiempo suficiente para extraer de seis a diez ciclos de pedaleo (Candotti et al., 2009). Por la recopilación de los datos se entiende que, a menor índice de contracción se genera un movimiento más económico y eficiente, tomando en cuenta que el musculo agonista posee menor resistencia por parte de su opuesto ya que la superposición de la musculatura antagonista tiene un porcentaje menor. Las variables de altura, peso y edad no fueron determinantes, pero se sugiere nuevos estudios al respecto.

El método utilizado para cuantificar el índice de co-contracción, fue la fórmula de Winter y Falconer, expresando la activación muscular simultánea de musculatura agonista y antagonista en porcentaje (Falconer & Winter, 1985). Cuando un índice de co-contracción es de 100% es representativo que la activación de la musculatura agonista y antagonista es simultánea, es decir, el área en común de actividad muscular, la acción del musculo motor primario se ejecuta sin interferencia del musculo antagonista a la acción. Por el contrario si existe un 0% de co-contracción, será determinado como la ausencia de superposición en la activación de la musculatura agonista-antagonista provocando un nulo control del movimiento (Kellis et al., 2003) (ANEXO no. 5).

Los cambios de orientación de la parte superior del cuerpo producirán múltiples efectos en el control del movimiento de las extremidades inferiores. Cambios tan importantes como mejoras del rendimiento e incluso prevenir lesiones que están determinadas por cómo el deportista es capaz de ejecutar el gesto deportivo (A. Chapman, 2008). Además de que la posición del cuerpo en la bicicleta influye en la activación muscular (Fonda & Sarabon, 2012).

Las medidas de activación muscular, muestran una dependencia de la orientación del cuerpo, lo que indica que la actividad muscular no es fija y se modifica en respuesta a la orientación del cuerpo (Duc et al., 2008; Hug & Dorel, 2009; Raymond, 2005). La dependencia de la actividad muscular en la orientación del cuerpo está determinada por la integración de la información sensorial neural con un modelo interno que incluye características del control del movimiento, para producir trayectorias de pedaleo consistentes. De este modo, ambas consecuencias sensoriales y los aspectos mecánicos de las fuerzas gravitacionales son determinantes en la ejecución de las tareas del aparato locomotor, como pedalear (Brown, Kautz, & Dairaghi, 1996).

El análisis de los resultados demuestra, que al incorporar una posición aerodinámica presenta un menor índice de co-contracción, la literatura sugiere que se debe a una óptima técnica del atleta en esta determinada posición, teniendo en cuenta que la co-contracción es un reflejo del movimiento ineficiente (Candotti et al., 2009). Por lo tanto, los deportistas evaluados en este estudio están dentro de los mejores 50 triatletas a nivel nacional con un promedio de entrenamiento 7 horas/semanas, lo que nos permite interpretar que han efectuado un control motor adecuado de los gestos funcionales requeridos en este deporte.

Por otro lado, la evaluación de los deportistas se efectuó en el laboratorio de la Universidad Católica Silva Henríquez, y la recopilación de los datos electromiográficos, no duró más de 15 minutos. Esto puede ser crucial a la hora de extrapolar los resultados al ambiente natural de la competencia, ya que habrán múltiples factores que generaran cambios en la performance del atleta, por ejemplo; el clima, la altura, la humedad, la resistencia del viento, las condiciones del pavimento (Candotti et al., 2009). Por lo tanto, la información entregada será un buen comienzo a la hora de generar discusión y evidencias respecto al tema expuesto, además se sugiere la comparación de géneros en estas dos posiciones para un estudio a futuro.

VI. Conclusión.

Aunque el pedaleo está limitado por una trayectoria circular de los pedales, no es para nada un movimiento simple, es por esto que el área deportiva se ha relacionado con la ciencia para formar atletas cada día más competitivos.

Investigaciones previas han señalado que la posición del cuerpo en la bicicleta será determinante en los tiempos de activación muscular. Teniendo en claro este concepto, los entrenadores podrán enfocar sus rutinas de manera más específica según lo requiera el deportista.

La comparación entre los sujetos al adoptar una posición tradicional y aerodinámica. De acuerdo a nuestros resultados la posición aerodinámica será más económica y eficiente que la tradicional, debido a que presentó valores significativamente inferiores en la totalidad de las muestras analizadas, es decir, valores bajos de índice de co-contracción. Según Candotii (Candotti et al., 2009). A menor índice de co-contracción se genera menos resistencia por el musculo antagonista provocando un pedaleo beneficioso para el deportista de manera que los requerimientos energéticos son menores. El obtener datos relevantes del índice de co-contracción contribuiría a mejorar la técnica deportiva, prevenir lesiones, aumentar rendimiento, implementar nuevo equipamiento, innovar planes de entrenamiento, entre otras. Por otra parte, generar una contribución del sistema neuromuscular, como reflejo de capacidades coordinadas de la musculatura y las modificaciones del sistema superiores de control.

Si bien los datos obtenidos en esta investigación fueron en un laboratorio apartando al deportista de condiciones naturales de competencia y entrenamiento, será un método comparativo útil para futuros estudios. Con nuevas y mejores tecnologías que permitan desarrollar evaluaciones en campo, de esta manera progresar en nuevos conocimientos.

VII. Bibliografía.

- Argentin, S., Hauswirth, C., Bernard, T., Bieuzen, F., Leveque, J.-M., Couturier, A., & Lepers, R. (2006). Relation between preferred and optimal cadences during two hours of cycling in triathletes. *British Journal of Sports Medicine*, 40(4), 293–8; discussion 298. <http://doi.org/10.1136/bjism.2005.020487>
- Ashe, M. C., Scroop, G. C., Frisken, P. I., Amery, C. a, Wilkins, M. a, & Khan, K. M. (2003). Body position affects performance in untrained cyclists. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 441–444. <http://doi.org/10.1136/bjism.37.5.441>
- Baum, B. S., & Li, L. (2003). Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(2), 181–190. [http://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00110-4](http://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00110-4)
- Bercier, S., Halin, R., Ravier, P., Kahn, J.-F., Jouanin, J.-C., Lecoq, A.-M., & Buttelli, O. (2009). The vastus lateralis neuromuscular activity during all-out cycling exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(5), 922–30. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.03.012>
- Bini, R. R., Hume, P. a., & Croft, J. (2012). Cyclists and triathletes have different body positions on the bicycle. *European Journal of Sport Science*, 14(S1), 1–7. <http://doi.org/10.1080/17461391.2011.654269>
- Bisi, M. C., Ceccarelli, M., Riva, F., & Stagni, R. (2012). Biomechanical and metabolic responses to seat-tube angle variation during cycling in triathletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(6), 845–51. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.04.013>
- Brown, D. A., Kautz, S. A., & Dairaghi, C. A. (1996). Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations. *Journal of Biomechanics*, 29(10), 1349–1356. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(96\)00038-3](http://doi.org/10.1016/0021-9290(96)00038-3)
- Busse, M. E., Wiles, C. M., & van Deursen, R. W. M. (2005). Muscle co-activation in neurological conditions. *Physical Therapy Reviews*, 10(4), 247–253. <http://doi.org/10.1179/108331905X78915>
- Canda, A. S., Castiblanco, L. A., Toro, A. N., Amestoy, J. A., & Higuera, S. (2014). Características morfológicas del triatleta según sexo, categoría y nivel competitivo. *Apunts Medicina de l'Esport*, 49(183), 75–84. <http://doi.org/10.1016/j.apunts.2013.12.004>
- Candotti, C. T., Loss, J. F., Bagatini, D., Soares, D. P., da Rocha, E. K., de Oliveira, Á. R., & Guimarães, A. C. S. (2009). Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 915–921. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.04.008>
- Cannon, D. T., Kolkhorst, F. W., & Cipriani, D. J. (2007). Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. *European Journal of*

- Applied Physiology*, 99(6), 659–664. <http://doi.org/10.1007/s00421-006-0391-6>
- Carrie M. Hall, L. T. B. (2006). *Recuperación funcional*. (L. W. & Wilkins, Ed.) (Primera ed).
- Castellote, J. (1986). Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 3(11), 233–238.
- Chapman, A. (2008). The influence of body position on leg kinematics and muscle recruitment during cycling. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(6), 519–526.
- Chapman, A. R., Hodges, P. W., Briggs, A. M., Stapley, P. J., & Vicenzino, B. (2010). Neuromuscular control and exercise-related leg pain in triathletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(2), 233–243. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b07e91>
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., & Hodges, P. W. (2008). Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 359–371. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.12.007>
- Chowdhury, H., Alam, F., & Mainwaring, D. (2011). A full scale bicycle aerodynamics testing methodology. *Procedia Engineering*, 13, 94–99. <http://doi.org/10.1016/j.proeng.2011.05.057>
- Criswell, E. (2011). *Cram's Introduction to Surface Electromyography. Training*. <http://doi.org/10.1002/car.1158>
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 116–127. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.09.007>
- Ervilha, U. F., Graven-Nielsen, T., & Duarte, M. (2012). A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 45(10), 977–981. <http://doi.org/10.1590/S0100-879X2012007500092>
- Falconer, M., & Winter, D. A. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle in walking. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 25(December), 135–149.
- Federal, U., Rio, D. O., & Do, G. (2003). Pedalada De Ciclistas E Triatletas.
- Fonda, B., & Sarabon, N. (2012). *Biomechanics of Cycling. Sport Science Review* (Vol. 0). <http://doi.org/10.2478/v10237-011-0012-0>
- Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N., & Mattar, A. (2003). Role of cocontraction in arm movement accuracy. *Journal of Neurophysiology*, 89(5), 2396–2405. <http://doi.org/10.1152/jn.01020.2002>
- Guyton & Hall. (2011). TRATADO DE FISILOGIA MEDICA. *ELSEVIER*, 12 EDICION. <http://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Heiden, T., & Burnett, A. (2003). The effect of cycling on muscle activation in the running leg of an Olympic distance triathlon. *Sports Biomechanics /*

- International Society of Biomechanics in Sports*, 2(1), 35–49.
<http://doi.org/10.1080/14763140308522806>
- Hermens, H. J. (2000). Hermens 2000 Development of Recommendations for Sems Sensors and Sensor Placement Procedures.Pdf, 10, 361–374.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: a review. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(2), 182–98.
<http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.010>
- i Ortigosa, N. M., Rey, F., Rodriguez, D. R., Gual, G., Tutusaus, L. C., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts: Medicina de L'esport*, 45(166), 127–136. Retrieved from <http://www.raco.cat/index.php/Apunts/article/view/196617>
- Ibarra Luzar, J. I., Perez Zorrilla, E., & Fernandez Garcia, C. (2005). Electromiografia clinica. *Rehabilitacion*, 39(6), 265–276.
[http://doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74360-7](http://doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74360-7)
- Joseph Hamill, Kathleen M. Knutzen, T. R. D. (2015). *Biomechanical basis of human movement 4th edition*. Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business (Vol. 4th editio).
<http://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Katsavelis, D., & Threlkeld, A. J. (2014). Quantifying thigh muscle co-activation during isometric knee extension contractions: within- and between-session reliability. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 24(4), 502–7.
<http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.004>
- Kellis, E., Arabatzi, F., & Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(3), 229–238.
[http://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00020-8](http://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00020-8)
- Korff, T., Romer, L. M., Mayhew, I., & Martin, J. C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(6), 991–995.
<http://doi.org/10.1249/mss.0b013e318043a235>
- Landers, G. J., Blanksby, B. a, Ackland, T. R., & Smith, D. (2000). Morphology and performance of world championship triathletes. *Annals of Human Biology*, 27(4), 387–400. <http://doi.org/10.1080/03014460050044865>
- Latash, M. L. (2012a). CH 1 A philosophical introduction. *Fundamentals of Motor Control*, 1–4. <http://doi.org/10.1016/B978-0-12-415956-3.00001-4>
- Latash, M. L. (2012b). CH 13 Methods in Motor Control Studies. *Fundamentals of Motor Control*. <http://doi.org/10.1016/B978-0-12-415956-3.00013-0>
- Latash, M. L. (2012). Control with muscle activations. *Fundamentals of Motor Control*, 93–111. <http://doi.org/10.1016/B978-0-12-415956-3.00006-3>
- Lepers, R. (2008). Analysis of Hawaii Ironman performances in elite triathletes from 1981 to 2007. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(10), 1828–1834. <http://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31817e91a4>

- Manuscript, A., Sclerosis, L., Lipschutz, R. D., & Manuscript, A. (2013). comparison of electromyography and joint moment as indicators of co-contraction. *Electromyogr Kinesiol*, 22(4), 919–927. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.001>.Comparison
- Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-Kiss, A., Angyan, L., & Horvath, G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4-5), 407–413. <http://doi.org/10.1007/s00421-004-1157-7>
- Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B., & Levine, W. S. (1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of Biomechanics*, 30(6), 595–602. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)00188-1](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00188-1)
- Raymond, J. & G. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: A review. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 89–96. <http://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.02.004>
- Rosa, M. C. N., Marques, A., Demain, S., Metcalf, C. D., & Rodrigues, J. (2014). Methodologies to assess muscle co-contraction during gait in people with neurological impairment - A systematic literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 179–191. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.11.003>
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 866–878. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.008>
- Rousanoglou, E. N., Georgiadis, G. V., & Boudolos, K. D. (2008). Muscular strength and jumping performance relationships in young women athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1375–1378. <http://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a406d>
- Sanderson, D. J., & Amoroso, A. T. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), e465–71. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.011>
- Shumway-Cook, Marjorie H. Woollacott, P. D. (1995a). CONTROL POSTURAL ANORMAL. *Williams & Wilkins*, (capitulo 9), 159–177.
- Shumway-Cook, Marjorie H. Woollacott, P. D. (1995b). DESARROLLO DEL CONTROL POSTURAL. *Williams & Wilkins*, (capitulo 7), 122–145.
- Sinclair, J., Taylor, P. J., Hebron, J., Brooks, D., Hurst, H. T., & Atkins, S. (2015). The Reliability of Electromyographic Normalization Methods for Cycling Analyses. *Journal of Human Kinetics*, 46(1), 19–27. <http://doi.org/10.1515/hukin-2015-0030>
- Sleivert, G., & Rowlands, D. (1996). Physical and physiological factors associated with success in the triathlon. *Sports Medicine*, 22(1), 8–18. Retrieved from <http://link.springer.com/article/10.2165/00007256-199622010-00002>
- Sporttraining. (2003). Origenes de Triatlón. *Sporttraining Revista Española*, 62(1975), 16–19.

- Strock, G. A., Cottrell, E. R., & Lohman, J. M. (2006). Triathlon. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 17(3), 553–564. <http://doi.org/10.1016/j.pmr.2006.05.010>
- Suriano, R., & Bishop, D. (2010). Physiological attributes of triathletes. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 13(3), 340–7. <http://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.03.008>
- Villarroya Aparicio, M. A. (2005). Electromiografia cinesiologica. *Rehabilitacion*, 39(6), 255–264. [http://doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74359-0](http://doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74359-0)
- Wozniak Timmer, C. A. (1991). Cycling Biomechanics: A Literature Review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 14(3), 106–113. <http://doi.org/10.2519/jospt.1991.14.3.106>

VIII. Anexos.

Anexo 1. Electromiógrafo Art oficio EMG VIII



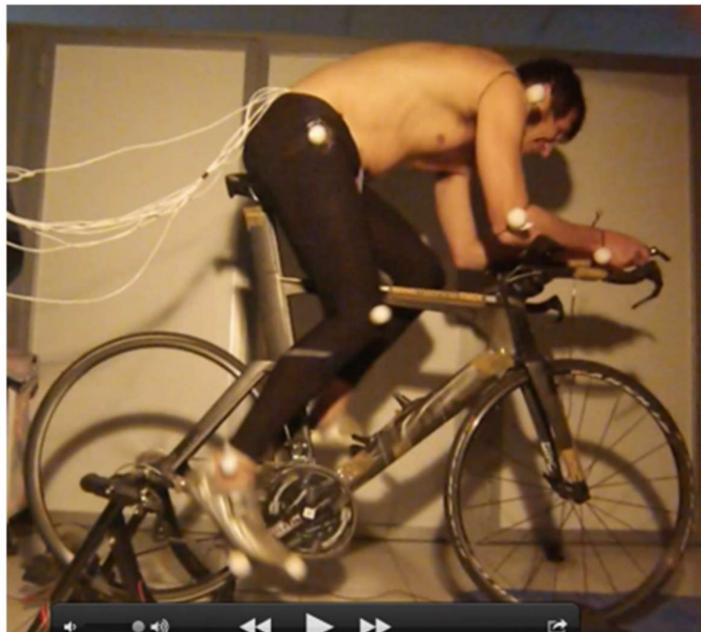
Anexo 2. Cámara GoPro Hero Silver



Anexo 3. Posición tradicional



Anexo 4. Posición aerodinámica



Anexo 5. Ejemplo de índice de co-contracción entre el vasto lateral y el bíceps femoral, determinando los tiempos de activación y el área en común de activación durante el pedaleo.

