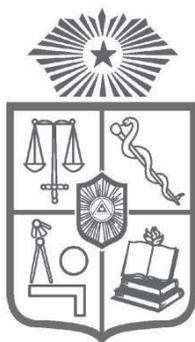




UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE POSTGRADO



**IMPACTO DEL USO DE UN SILLÍN DE BICICLETA INESTABLE EN LA
EFICIENCIA ENERGÉTICA Y LA ACTIVIDAD MUSCULAR EN UNA PRUEBA
DE EJERCICIO SUBMÁXIMO EN SUJETOS SANOS**

ARTURO ALEJANDRO RODRÍGUEZ FERNÁNDEZ
TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE
MAGÍSTER EN FISIOLÓGÍA

Director de Tesis

Prof. Dr. Marcelo Cano Cappellacci

2020

En memoria de mi padre Don Arturo Ernesto Rodríguez Vergara

Dedicado a mi familia por el amor más grande que he recibido.

Arturo Ernesto Rodríguez Vergara

Jessika Loreto Fernández Bravo

Rocío Loreto Rodríguez Fernández

AGRADECIMIENTOS

Mis más profundos agradecimientos a mi tutor Dr. Marcelo Cano Cappellacci, inspiración de superación y excelencia constante, gracias por la alegría, cariño y preocupación demostrado durante todo mi proceso formativo, gran maestro del que tuve la enorme suerte de conocer.

A la Dra. Julia Guerrero por sus consejos, atención y orientación en los momentos difíciles.

A Walter Vásquez amigo y compañero durante el magíster, ambos logramos terminar lo que nos propusimos, gracias por toda tú ayuda.

A Carlos Cruz por su comprensión y por brindarme las herramientas para afrontar los retos de la tesis.

A Edgardo Opazo por compartir sus conocimientos académicos tan importantes para el desarrollo de esta tesis.

A Derek Gützlaff por guiarme y darme confianza en los primeros pasos del magíster.

Al Prof. Alejandro Bustamante por su compañerismo y amistad al ayudarme a superar obstáculos.

A Cristián Muñoz por su amistad y por el gran rol cumplido dentro de esta tesis de magíster de cuál estaré por siempre agradecido.

A Daniela Baeza por ser uno de mis pilares fundamentales, por el amor, el cariño y la preocupación incondicional.

A Freddy Cáceres por el apoyo, amistad y grandes consejos durante mi proceso.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	10
1.1 Actividad física y consumo de oxígeno	10
1.2 Variabilidad del ritmo cardíaco.....	11
1.3 Electromiografía.....	12
1.3.1 Ejercicios en bases inestables	13
1.4 Gasto energético y actividad muscular en bases inestables	14
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	16
2.1 Hipótesis.....	16
2.2 Objetivo general	16
2.3 Objetivos específicos.....	16
3. MATERIALES Y MÉTODOS	17
3.1 Selección de sujetos	17
3.2 Características de los sujetos.....	17
3.3 Mediciones	18
3.4 Procedimiento	19
3.4.1 Procedimiento analizador de gases.....	20
3.4.2 Procedimiento de la VRC	21
3.5 Análisis de la VRC.....	21
3.5.1 Dominio del tiempo.....	21
3.5.2 Dominio de la frecuencia	22
3.5.3 Análisis no lineal de la VRC.....	22
3.6 Análisis de la señal de electromiografía.....	23
3.7 Análisis estadístico	35
4. RESULTADOS	36
4.1 Consumo de oxígeno.....	36
4.2 Ventilación.....	36
4.3 Equivalentes ventilatorios	36
4.4 Frecuencia cardíaca.....	37
4.5 Actividad eléctrica neuromuscular	40

5. DISCUSIÓN	47
5.1 Sistema respiratorio.....	47
5.2 Sistema cardiovascular: Variabilidad del ritmo cardíaco	50
5.3 Sistema musculoesquelético: EMG en músculos estabilizadores de tronco.....	51
5.4 Sistema musculoesquelético: EMG en músculos locomotores	53
6. CONCLUSIONES Y PROYECCIONES	55
REFERENCIAS	56
ANEXOS	63

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de los sujetos.....	18
Tabla 2. Resultados de los gases evaluados usando el sillín estable e inestable.....	37
Tabla 3. Análisis del dominio del tiempo en la VRC.....	38
Tabla 4. Análisis del dominio de la frecuencia.....	39
Tabla 5. Análisis no lineal.....	40
Tabla 6. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo inferior.....	42
Tabla 7. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo posterior.....	43
Tabla 8. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo superior.....	44
Tabla 9. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo anterior.....	45
Tabla 10. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal del ciclo completo de pedaleo.....	46

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Determinación de VT1 en una prueba incremental escalonada de 1 minuto.	11
Figura 2. Representación del orden cronológico de la obtención de datos de la señal de electromiografía.	23
Figura 3. Gráfico de los dos últimos minutos de la señal de EMG bruta (sin ser filtrada) del músculo VLD.	23
Figura 4. Gráfico de los dos últimos minutos de la señal de EMG rectificada del músculo VLD.	24
Figura 5 Gráfico de señal de EMG rectificada previa a ser filtrada y suavizada del músculo VLD.	25
Figura 6. Gráfico de señal de EMG rectificada luego de ser filtrada y suavizada del músculo VLD.	26
Figura 7. Gráfico de la señal de EMG rectificada, filtrada y suavizada.	27
Figura 8. Gráfico de la señal de electromiografía del músculo VLD.	28
Figura 9. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular.	29
Figura 10. Ilustración de los cuadrantes del ciclo de pedaleo.	30
Figura 11. Gráfico del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular versus los cuadrantes de pedaleo.	31
Figura 12. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad muscular entre la condición estable y condición inestable en el VLD.	32
Figura 13. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad muscular entre la condición estable y condición inestable en el RAD.	33
Figura 14. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad muscular entre la condición estable y condición inestable en el EED	34

ABREVIATURAS

AF: Componente de alta frecuencia

BF/AF: Relación entre el componente de baja frecuencia y alta frecuencia

BF: Componente de baja frecuencia

ECG: Electrocardiograma

EED: Erector espinal dominante

EEND: Erector espinal no dominante

EMG: Electromiografía

EqCO₂: Equivalente ventilatorio de anhídrido carbónico

EqO₂: Equivalente ventilatorio de oxígeno

FC: Frecuencia cardíaca

IMC: Índice de masa corporal

LnAF: Logaritmo natural del componente de alta frecuencia

LnBF: Logaritmo natural del componente de baja frecuencia

NA: Noradrenalina

NN: Intervalos de tiempo entre dos registros normales

NN50: El número de los intervalos NN con diferencias mayores a 50 ms

PCO₂: Presión parcial de anhídrido carbónico

pNN50: Proporción derivada al dividir NN50 por el total de números de intervalos NN

PO₂: Presión parcial de oxígeno

RAD: Recto abdominal dominante

RAND: Recto abdominal no dominante

RMS: Raíz media cuadrática

RMSSD: Raíz cuadrada media de la diferencia sucesiva de intervalos de normal a normal

RR: Intervalo entre una onda R y otra onda R del complejo QRS

SD1: Corresponde a la variabilidad rápida latido a latido informando sobre la modulación vagal de la frecuencia cardíaca

SD2: Describe la variabilidad a largo plazo de los intervalos RR presentando la modulación global de la frecuencia cardíaca

SDNN: Desviación estándar de los intervalos de normal a normal **sEMG:**

Señal de electromiografía

SNP: Sistema nerviosos parasimpático

SNS: Sistema nervioso simpático

VC: Volumen corriente

VE: Ventilación minuto

VLD: Vasto lateral dominante

VLND: Vasto lateral no dominante

VO₂: Consumo de oxígeno

VO₂max: Consumo máximo de oxígeno

VRC: Variabilidad del ritmo cardíaco

VT1: Umbral ventilatorio 1

VT2: Umbral ventilatorio 1 o umbral de acidosis metabólica descompensada

RESUMEN

La actividad física permite mantener la salud de la población, prevenir y tratar enfermedades a través de efectos que ocurren durante y posterior al ejercicio. Uno de los componentes de la condición física es la capacidad cardiorrespiratoria, que posibilita la utilización del oxígeno durante la ejecución de una tarea específica, permitiendo usar el mayor tiempo posible las reservas energéticas de quien está realizando el ejercicio. Otro componente importante de la condición física es la estabilidad del cuerpo humano, permitiendo desarrollar de forma óptima la vida diaria y actividades deportivas. Una de las formas de entrenar la estabilidad es a través de ejercicios en superficies inestables, que se han vuelto cada vez más populares, tanto para la rehabilitación como para el entrenamiento de resistencia.

Estudios indican que se produce un aumento en el consumo de oxígeno y la actividad muscular en ejercicios realizados sobre bases inestables si se le compara con ejercicios en bases estables, por lo que se postula a la siguiente hipótesis: El prototipo de sillín inestable en cicloergómetro genera un mayor gasto energético global y una mayor actividad en los músculos estabilizadores de tronco que el sillín común de bicicleta a una carga constante.

El objetivo de esta tesis de magíster es comparar los resultados de gasto energético, actividad muscular y variabilidad del ritmo cardíaco mientras se pedalea en un cicloergómetro estático a una carga submáxima constante, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable.

Las evaluaciones de la presente investigación tuvieron lugar en el Laboratorio de Fisiología del Ejercicio del Departamento de Kinesiología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile. Proyecto n°190-2019 aprobado por el Comité de ética de investigación en seres humanos de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

Los sujetos pasaron de forma aleatoria a la condición estable o inestable en cicloergómetro a una carga submáxima constante, donde se realizó la toma de datos

de las variables de consumo de oxígeno, ventilación minuto, equivalentes ventilatorios de oxígeno y anhídrido carbónico, amplitud de la actividad y frecuencia de descarga neuromuscular y variabilidad del ritmo cardíaco en reposo antes del ejercicio, durante la condición inicial con un tipo de sillín seleccionado aleatoriamente, reposo entre condiciones y finalmente con el otro tipo de sillín de acuerdo a lo seleccionado en la opción inicial.

Al comparar la condición estable con la inestable se obtuvieron los siguientes resultados; al utilizar la condición inestable en el análisis de gases se genera un aumento significativo en el consumo de oxígeno y en el área bajo la curva de la ventilación minuto. En las variables de la variabilidad del ritmo cardíaco, al utilizar la condición inestable se obtiene un aumento significativo en la frecuencia cardíaca. Al utilizar la condición inestable y compararla con la condición estable en el ciclo completo de pedaleo se produce un aumento significativo en el porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto al reposo, para los músculos recto abdominal dominante, erector espinal dominante, erector espinal no dominante y vasto lateral no dominante. Se concluye que el uso del sillín inestable genera un aumento del gasto energético por lo que se podría considerar la utilización del sillín inestable como una herramienta útil para la elaboración de futuros planes de entrenamientos orientados a aumentar el gasto energético, en el menor tiempo posible a una intensidad submáxima. Futuras investigaciones podrían aportar con diferentes análisis biomecánicos. Como también, con la variación de diferentes intensidades de pedaleo.

ABSTRACT

Physical activity allows to maintain the health of the population, prevent and treat diseases through effects that occur during and after exercise. One of the components of the physical fitness is cardiorespiratory capacity, which allows the use of oxygen during the execution of a specific task, allowing the energy reserves of the person performing the exercise to be used as long as possible. Another important component of the physical fitness is body stability, allowing to optimally develop daily life and sports activities. One of the ways to train stability is through exercises on unstable surfaces, which have become increasingly popular, both for rehabilitation and for physical training.

The objective of this master's thesis is to compare the results of energy expenditure, muscle activity and heart rate variability while pedaling in a cycloergometer at a constant submaximal load, when using a conventional bicycle saddle versus an unstable saddle prototype.

Studies indicate that there is an increase in oxygen consumption and muscle activity in exercises performed on unstable bases if compared to exercises on stable bases, so it is postulated to the following hypothesis: The unstable saddle prototype in cycloergometer generates greater global energy expenditure and greater activity in the trunk stabilizing muscles than the common bicycle saddle at a constant load.

The assessments of this research took place in the Exercise Physiology Laboratory of the Department of Kinesiology of the Faculty of Medicine of the University of Chile. Project No. 190-2019 approved by the Research Ethics Committee in human beings of the Faculty of Medicine of the University of Chile.

The subjects randomized to the stable or unstable condition on a cycle ergometer at a constant submaximal load, where data were taken on the variables of oxygen consumption, minute ventilation, ventilatory equivalents of oxygen and carbon dioxide, amplitude of activity. and neuromuscular shock frequency and heart rate variability at rest before exercise, during the initial condition with one type of saddle

selected at random, rest between conditions and finally with the other type of saddle according to what was selected in the initial option.

When comparing the stable condition with the unstable one, the following results were obtained; using the unstable condition in gas analysis generates a significant increase in oxygen consumption and in the area under the minute ventilation curve. In the variables of heart rate variability, when using the unstable condition, a significant increase in heart rate is obtained. When using the unstable condition and comparing it with the stable condition in the complete pedaling cycle, there is a significant increase in the percentage of neuromuscular electrical activity with respect to rest, for the dominant rectus abdominis, dominant spinal erector, nondominant spinal erector and non-dominant lateral. It is concluded that the use of the unstable saddle generates an increase in energy expenditure, therefore, the use of the unstable saddle could be considered as a useful tool for preparing future training plans aimed at increasing energy expenditure, in the shortest possible time to submaximal intensity. Future research could contribute with different biomechanical analyzes. As also, with the variation of different pedaling intensities.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Actividad física y consumo de oxígeno

La actividad física regular permite mantener la salud, prevenir y tratar enfermedades, a través de efectos que ocurren durante y posterior al ejercicio, brindando adaptaciones fisiológicas que se producen como consecuencia del entrenamiento (SyLOW y cols., 2019).

El entrenamiento de la capacidad cardiorrespiratoria busca optimizar la eficiencia energética y optimizar el uso de las reservas energéticas ante aumentos en la intensidad y tiempo de trabajo (Zauner y cols., 1984).

La determinación de la concentración de los gases espirados y del consumo máximo de O_2 ($VO_{2\text{máx}}$) es el gold estándar para valorar la capacidad cardiorrespiratoria de un sujeto, esta prueba permite brindar información de diferentes variables tales como: consumo de oxígeno ($\text{ml} \times \text{min}^{-1} \times \text{kg}^{-1}$)(VO_2); que es el volumen de oxígeno del aire inhalado durante una ventilación pulmonar en un periodo de tiempo en relación a la masa corporal, ventilación minuto (L/min) (VE); que es el volumen de aire que se mueve adentro y afuera de los pulmones por minuto, volumen corriente (L) (VC); que es el volumen pulmonar que representa el volumen de aire inhalado y exhalado en un ciclo respiratorio, equivalentes ventilatorios para oxígeno (VE/VO_2) y dióxido de carbono (VE/VCO_2); que corresponden a la relación entre la ventilación pulmonar y el consumo de O_2 (VE/VO_2) y la producción de CO_2 (VE/VCO_2) utilizados como indicadores de eficiencia ventilatoria, frecuencia respiratoria (FR); cantidad de ciclos respiratorios por minuto y frecuencia cardiaca (FC); que corresponde a la cantidad de latidos por minuto (min) (Balady y cols., 2010).

El nivel de condición física se puede objetivar determinando los valores de $VO_{2\text{max}}$, “umbrales ventilatorios 1 y 2” (VT1 y VT2) (Wasserman y cols., 1973) (Reinhard y cols., 1979). Estos umbrales se usan de forma rutinaria como índices no invasivos ante la respuesta metabólica en un programa de ejercicios incremental (Ahmaidi y

cols., 1993), y que permiten evaluar la capacidad cardiorrespiratoria en sujetos no entrenados, atletas de resistencia y pacientes con distintas patologías (Zhou & Weston, 1997).

VT1 corresponde a la primera desviación de la linealidad en la curva VE/VO₂ (ventilación minuto/consumo de oxígeno), (Reinhard y cols., 1979) en el gráfico VE/VO₂ vs trabajo (Figura 1). Se conoce como trabajo submáximo a la actividad física que no sobrepasa la carga de trabajo de VT1.

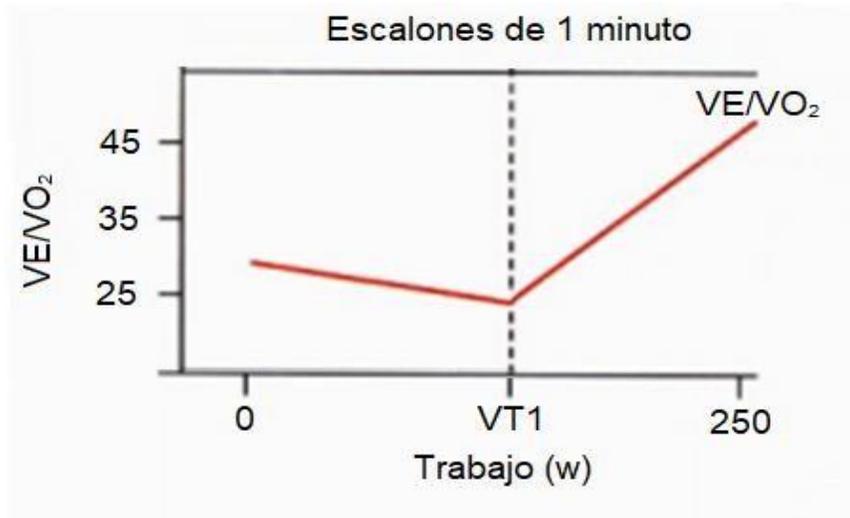


Figura 1. Determinación de VT1 en una prueba incremental escalonada de 1 minuto.

La línea vertical discontinua representa el punto en donde se establece el umbral. Adaptado de "Fisiología del ejercicio, transición aeróbica-anaeróbica: concepto, bases fisiológicas y aplicaciones", por López, J., 2006, p. 429, Madrid, España: Panamericana.

1.2 Variabilidad del ritmo cardíaco

La VRC es la variación del tiempo entre dos latidos cardiacos y es el resultado entre interacciones del sistema cardiorrespiratorio y el sistema nervioso autónomo (SNA), por lo que analizar este parámetro permite obtener información de la actividad del SNA de forma no invasiva, lo cual es importante dentro de la investigación en la actividad física. (Acharya y cols., 2006).

La variación del tiempo entre dos latidos cardiacos depende de una regulación extrínseca al corazón, esta variación es una habilidad para adaptarse y responder a estímulos inesperados, su análisis permite evaluar la salud cardiaca y el estado del SNA, responsable de la regulación de la actividad cardiaca (Hottenrott y cols., 2006).

En estados de ansiedad, stress y ejercicio físico se producen aumentos en la actividad del sistema nervioso simpático (SNS) y disminuciones del sistema nervioso parasimpático (SNP) lo que produce una disminución en la variabilidad del ritmo cardiaco (VRC); mientras que en estados de reposo se producen aumento en la actividad del SNP y disminuciones de la actividad del SNS aumentando la VRC (Sacha y cols., 2014).

1.3 Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una herramienta que permite cuantificar las diferencias de potencial expresadas en la superficie muscular, resultantes de la actividad eléctrica neuromuscular durante una contracción a través de electrodos de superficie ubicados en la piel. Estos electrodos permiten cuantificar la actividad eléctrica del músculo en milivolts (Tscherner, 2002) (Constable y cols., 1993). La ubicación adecuada de los electrodos es preferentemente en la línea media del vientre muscular, entre la unión miotendinosa y el punto motor (Cram & Kasman, 1998), con la superficie de detección orientada paralelo al largo de la fibra muscular (De Luca, 1997). El voltaje es determinado mediante el análisis de un software computacional, es interpretado y convertido en una señal electromiográfica, que está compuesta por la mayoría de los potenciales de acción de la fibra o de los músculos más cercanos a la piel (De Luca, 1997). Durante la obtención de la señal también está presente el ruido que corresponde a señales eléctricas que no son parte de la señal deseada de la EMG y que pueden afectarla; los cuales son los siguientes: ruido inherente del equipo, ambiental (radiación electromagnética), movimiento del artefacto (electrodos o cables), inestabilidad inherente de la señal y

el *cross-talk*. Este último, consiste en la contaminación de la señal procedente del músculo estudiado por la de otros músculos cercanos (Cram & Kasman, 1998) (Reaz. et al, 2006). La limpieza de la piel es importante para proporcionar registros con bajos niveles de ruido; esto lo asegura la remoción del bello del cuerpo, de aceites y las capas de piel escamosa, reduciendo la impedancia en la interfase electrodo-gel-piel (Cavalcanti Garcia & Vieira, 2011).

A través de la señal de EMG es posible estimar el reclutamiento de unidades motoras, lo que representa la amplitud de la actividad muscular y la frecuencia de descarga neuromuscular que es interpretada como la manifestación mioeléctrica de la fatiga muscular (Cavalcanti Garcia & Vieira, 2011). La fatiga muscular corresponde "al estado de disminución temporal de la capacidad para realizar un trabajo de cierta intensidad, causado por este trabajo en sí mismo" (Heimer, 1987). En esta tesis se analizó solo la amplitud de la señal de EMG, ya que la intensidad establecida para los sujetos en el pedaleo estático fue de una carga de 0,5 W/kg peso corporal lo que no lleva a demandas fisiológicas mayores y es posible lograr la estabilización del VO_2 (Mirana y cols., 2018), lo que se interpreta como un trabajo submáximo que no supera VT1 y permite a los sujetos mantener la capacidad de trabajo durante la totalidad de la actividad.

1.3.1 Ejercicios en bases inestables

Para todo sujeto el equilibrio corporal, es un pilar fundamental para desarrollar de forma óptima su vida diaria y actividades físicas (Erdem y Akbaş 2019). Para aumentar el nivel de exigencias sobre el equilibrio, el uso de ejercicio en bases inestables se ha vuelto cada vez más cotidiano en la rehabilitación y entrenamientos físicos (Behm cols., 2012).

Esta tesis postula que las bases inestables promueven una mayor activación del sistema propioceptivo, lo que aumenta la actividad eléctrica neuromuscular, debido a los mayores requerimientos de estabilización corporal que son necesarios para

mantener el balance durante el ejercicio (Nascimento y cols., 2016) y realizar el gesto motor de la forma más controlada posible (Grenier y cols., 2000).

Para objetivar el nivel de actividad de los grupos musculares involucrados con ejercicios que emplean una base inestable, se determinan los cambios en la amplitud de la señal electromiografía (sEMG), que representan incrementos en la actividad eléctrica neuromuscular (Behm y cols., 2005), (Anderson y cols., 2005), (Marshall & Murphy 2006), (Atkins y cols., 2015).

1.4 Gasto energético y actividad muscular en bases inestables

El uso regular de la bicicleta disminuye la prevalencia de diferentes patologías asociadas principalmente a un estilo de vida sedentario, es por ello que la promoción de su uso se ha vuelto cada vez más recurrente con la finalidad de que la población se vuelva físicamente más activa (Lizana y cols., 2019), (Celis y cols., 2015).

Hoy en día existen políticas públicas, como es por ejemplo la Ley de convivencia vial aprobada en Chile el año 2018, que promueven el uso de la bicicleta otorgando los mismos derechos y deberes en el espacio vial para ciclistas, peatones, automovilistas y motociclistas. Además, es evidente el aumento de espacios para facilitar el tránsito de las bicicletas como las ciclo vías y cabe mencionar que Chile destaca como uno de los líderes en el uso de la bicicleta en América Latina (Ríos y cols., 2015).

Por otro lado, cabe mencionar que utilización prolongada de la bicicleta lleva consigo afecciones tales como; disfunción en el tracto urinario en mujeres, disfunción eréctil y disminución en la irrigación sanguínea en la zona perineal asociado al diseño del sillín convencional de bicicleta (La Salle y cols., 1999), (Goldstein y cols., 2007), (Lowe y cols., 2004). Actualmente todas las bicicletas tienen base estable, por lo que en este contexto una Pyme chilena creó un sillín inestable innovando su diseño, con el objetivo de prevenir las lesiones ya descritas, pudiendo ser utilizado tanto de forma recreacional como en planes de entrenamiento. Interesantemente por el hecho de ser una base inestable, también puede ser atribuible otro objetivo ya

determinado por una investigación, en donde concluyen que los ejercicios en bases inestables aumentan el gasto energético, el cual puede ser valorado con el VO_2 (Zenková y cols., 2017).

Puede suponerse que esta modificación en el sillín de bicicleta aumenta la actividad muscular y el gasto energético al desestabilizar el complejo cadera-pélvico-lumbar, el cual está compuesto por 29 pares de músculos (Akuthota cols., 2008 Cit. En Cho & Jeon, 2013), donde el recto abdominal y los erectores espinales lumbares participan en la estabilización de este segmento corporal (Cissik, 2002).

Debido a que hay una mayor demanda muscular del tronco requerida para mantener su estabilidad en una base inestable (Imai y cols., 2010), se estableció la evaluación del segmento corporal lumbar en relación con la actividad muscular del recto abdominal y erectores espinales lumbares. Además, se evaluó la actividad muscular de la extremidad inferior, específicamente los vastos laterales, los cuales presentan aumentos en la actividad muscular al realizar el pedaleo, siendo esperado que al posicionar la base inestable como sillín de cicloergómetro se produzcan cambios de la actividad eléctrica neuromuscular de la musculatura estabilizadora que está inmediatamente arriba de la base inestable y de la musculatura locomotora que participa en el pedaleo.

En base al creciente interés en la realización de ejercicios en bases inestables, esta tesis busca ampliar el conocimiento sobre la actividad física realizada en un sillín inestable, postulándose que su uso en un cicloergómetro genera un mayor gasto energético y actividad muscular que el sillín común de bicicleta a una carga constante.

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2.1 Hipótesis

El prototipo de sillín inestable en cicloergómetro genera un mayor gasto energético global y una mayor actividad en los músculos estabilizadores de tronco y de la extremidad inferior que el sillín común de bicicleta a una carga constante.

2.2 Objetivo general

Comparar los resultados de gasto energético y de la actividad muscular, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable.

2.3 Objetivos específicos

1. Comparar el consumo de oxígeno al utilizar un sillín convencional de cicloergómetro versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta.
2. Comparar la ventilación minuto, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta.
3. Comparar los equivalentes ventilatorios de oxígeno y de anhídrido carbónico, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta.
4. Comparar la variabilidad del ritmo cardíaco, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta.
5. Comparar la amplitud de la actividad electromiográfica del erector espinal lumbar, recto abdominal y vasto lateral durante la utilización de sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Selección de sujetos

Se evaluaron sujetos de entre 18 a 30 años, con un nivel de actividad física de moderado a bajo, objetivado por el cuestionario internacional de actividad física (Roman-Viñas et al., 2010) y con un rango de IMC normal de 20 a 24,9 kg/m² según el reporte de la Organización Mundial de la Salud del estado físico: uso e interpretación de la antropometría publicado en 1995.

3.2 Características de los sujetos

Los sujetos evaluados en el estudio fueron hombres con una edad promedio de 25,6±2,64 años, con un IMC de 23,92 ± 1,44 kg/m² y con un nivel de actividad física de moderado a bajo.

Tabla 1. Características de los sujetos

Características de los sujetos	
Sujetos (n)	9
Peso (kg)	70,11 ± 6,3
Altura (cm)	171,11 ± 5,8
Edad (años)	25 ± 2,60
IMC (kg/m ²)	23,92 ± 1,44

La información está representada como número de sujetos (n), en donde corresponde, como promedio y ± DS. Peso, altura, edad, IMC; Índice de masa corporal.

3.3 Mediciones

El estudio consideró, para cada sujeto, la evaluación durante 6 minutos de las siguientes variables: variabilidad del ritmo cardíaco, consumo de oxígeno, ventilación minuto, equivalentes ventilatorios de oxígeno y de anhídrido carbónico, amplitud de la actividad electromiografía del erector espinal lumbar, recto abdominal y vasto lateral en ambas condiciones (estable e inestable) y en reposo antes de iniciar la evaluación y entre evaluaciones.

La totalidad de las mediciones fueron efectuadas por los mismos investigadores y en el mismo espacio físico el Laboratorio de Fisiología del Ejercicio del Departamento de Kinesiología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

3.4 Procedimiento

Se les solicitó a todos los sujetos que participaron en el estudio que no consumieran bebidas alcohólicas, energéticas o con contenido de cafeína 24 horas antes de la evaluación, dormir un mínimo de 8 horas la noche anterior a la evaluación y que el día de la evaluación no realizaran actividad física previo a ser evaluados.

El sillín inestable que se utilizó en este proyecto es un asiento de bicicleta desmontable, que representa una base que cuenta con un sistema de amortiguación que otorga autonomía al movimiento de las piernas. Los sillines giratorios ubicados en su parte superior están adaptados para el soporte de los glúteos y muslos. Estos se mueven independientemente uno del otro, permitiendo un ajuste a los requerimientos que genera el pedaleo y su consecuente movimiento de cadera del ciclista (<https://asientoyogui.wixsite.com/misitio>).

Antes de comenzar la evaluación a cada sujeto se le explicó cuál sería la postura correcta en ambas condiciones, luego se corrigió el alto del sillín para que cada sujeto comenzara la evaluación con la pierna derecha estirada cuando el pedal estaba en la posición más baja y con un ángulo de la de rodilla de 30° grados, medido con un goniómetro. Además, se le corrigió la postura para que el tronco estuviera vertical durante la prueba. La evaluación tuvo una duración de 6 minutos en total; en los primeros 4 minutos cada sujeto se pudo familiarizar con la condición y ser corregido en su postura, luego en los últimos 2 minutos los sujetos adoptaban una posición óptima para la toma de datos.

Para medir la actividad muscular se eliminó el vello de la piel que pudiera cubrir los músculos a evaluar y luego se limpió la piel frotando con algodón embebido en alcohol para la posterior colocación de los electrodos. Los electrodos de superficie bipolar de un tamaño de 3,0 cm² (electrodos Ag-AgCl, Kendall Medi-Trace Mini ECG, Neurotronics, Randwick, NSW, Australia) se colocaron con una separación entre ambos de 2 cm (Hermens y cols., 2000). La actividad muscular se registró mediante sEMG (MyoSystem DTS, Noraxon U.S.A.Inc., Scottsdale, CA, EE. UU.), con una frecuencia de muestreo de 1500 Hz. Para el recto abdominal, los electrodos

se colocaron a 2 cm horizontal del centro del ombligo comenzando a medir desde el rodete umbilical (De Blaiser & De Ridder, 2017). Para el erector espinal lumbar, los electrodos se colocaron a 3 cm lateral desde el proceso espinoso de la vértebra L1 (Hermens & Freriks, 2000). Para normalizar la amplitud sEMG, se realizó la medición de actividad eléctrica neuromuscular en reposo antes de comenzar cada prueba.

La prueba comenzó de forma aleatoria con la condición del sillín inestable o la condición del sillín convencional de bicicleta durante 6 minutos en un cicloergómetro (modelo: Ergoline 800, EE.UU.), basándose en el estudio de Miranda y cols., (2018), estableciendo una carga constante de 0,5 W/kg peso corporal y a una cadencia de 60 rpm. Luego se realizó un descanso de una duración de 6 minutos; durante el cual se cambió el tipo de sillín del cicloergómetro. Posteriormente, se continuó con 6 minutos de pedaleo a la misma carga y cadencia que en la otra condición.

3.4.1 Procedimiento analizador de gases

Los gases son cuantificados mediante un equipo de análisis de gases (Metamax 3B2R, Cortex, Alemania). Para ello la calibración consiste en dos procedimientos, lo primero es la medición del gas de O₂ y CO₂ en el aire ambiente luego se conectan los sensores que poseen una mezcla de gas hipóxico e hipercapnico proporcionado por el fabricante 17% de O₂ y 5% de CO₂ para después realizar la calibración de flujos, para eso se usa una jeringa de que tiene un volumen de 3 litros proporcionado por el fabricante a través de un embolo se moviliza el gas para lograr valores estandarizados que se muestran en tiempo real a través del software.

Durante esta prueba se realizó el registro continuo del consumo de oxígeno, $VO_2 = (VI FIO_2) - (VE FEO_2)$ donde VI FIO₂ es la fracción de oxígeno inspirado y VE FEO₂ es la fracción de oxígeno expirado, ventilación minuto, $VE = VC * FR$ donde VC es el volumen de aire inspirado/expirado en cada respiración y la FR es la cantidad de ciclos respiratorios por minuto para la VE se calculó el área bajo la curva a través

del software matlab con la función *trapz* que calcula el área bajo un conjunto de datos discretos dividiendo la región en trapecios, equivalentes ventilatorios de oxígeno, VE/VO_2 y de anhídrido carbónico, VE/VCO_2 , donde VCO_2 es la producción de dióxido de carbono y $VCO_2 = VECO_2 - VICO_2$ donde $VECO_2$ es la fracción de dióxido de carbono expirado y $VICO_2$ es la fracción de dióxido de carbono inspirado (Robergs y cols 2010), cuantificado mediante un equipo de análisis de gases (Metamax 3B2R, Cortex, Alemania).

3.4.2 Procedimiento de la VRC

Para la medición de la variabilidad del ritmo cardiaco se usó el dispositivo polar RS800 (Polar Electro, Finlandia) que está validado para el registro de intervalos RR durante el ejercicio (Hernando y cols., 2018), el que se encontraba registrando de manera continua durante todo el protocolo. Posteriormente se transfirieron los datos al software Polar Protrainer (Polar Electro, Finlandia) del que se extraen los valores de los intervalos RR. Posteriormente estos valores son analizados con el software Kubios (University of Eastern Finland, Finlandia) para tener los datos de VRC en la condición de reposo inicial, pedaleo con sillín estable, la pausa entre pedaleos y la condición de pedaleo con el sillín inestable.

3.5 Análisis de la VRC

3.5.1 Dominio del tiempo

En el análisis del dominio del tiempo se cuantifica tanto la FC como los intervalos entre complejos QRS normales en un registro electrocardiográfico continuo (ECG) en relación con el tiempo, a estos se les llaman intervalos de normal a normal (NN) (Bailón et al., 2007).

Las variables que se calculan en el dominio del tiempo son: la desviación estándar de los intervalos NN (SDNN) en el periodo de toma de datos, RMSSD la raíz cuadrada media de la diferencia sucesiva de intervalos NN, NN50 el número de diferencias sucesivas en los intervalos NN mayores a 50 ms, pNN50 la proporción derivada al dividir NN50 por el total de números de intervalos NN (Camm y cols., 1996).

3.5.2 Dominio de la frecuencia

El análisis del dominio de la frecuencia informa sobre el control del SNA sobre los intervalos entre las ondas R del complejo QRS en los registros de la FC. Para ello se usa la Transformada Rápida de Fourier (Cerutti y cols., 2002).

La representación de alta frecuencia y baja frecuencia permiten evaluar el comportamiento del control y balance del sistema nervioso autónomo. El componente de baja frecuencia (BF) va de 0,04 Hz a 0,15 Hz y de alta frecuencia va de 0,15 Hz a 0,4 Hz, el componente de alta frecuencia (AF) indica la actividad vagal y la relación entre el componente de alta frecuencia y baja frecuencia (BF/AF) indica la actividad simpática (Archaya y cols., 2006). La actividad nerviosa simpática aumenta la relación BF/AF y disminuye el componente de AF y la actividad nerviosa vagal aumenta la AF y disminuye la relación BF/AF (Akselord y cols., 1981).

3.5.3 Análisis no lineal de la VRC

Este análisis se representa a través de la geometría de Poincaré, el cual es explicado a través de un gráfico que entrega información sobre el comportamiento del corazón, donde cada intervalo RR es graficado en función al intervalo RR anterior. Las desviaciones estándar están referidas como SD1 y SD2, donde SD1 corresponde a la variabilidad rápida latido a latido informando sobre la modulación

vagal de la FC, mientras que SD2 describe la variabilidad a largo plazo de los intervalos RR presentando la modulación global de la FC (Tulppo y cols., 1996).

3.6 Análisis de la señal de electromiografía



Figura 2. Representación del orden cronológico de la obtención de datos de la señal de electromiografía.

Se registra la señal de actividad eléctrica neuromuscular con una frecuencia de muestreo de 1.500 Hz, obteniéndose una señal no filtrada (*figura 3*) (*código 1*).

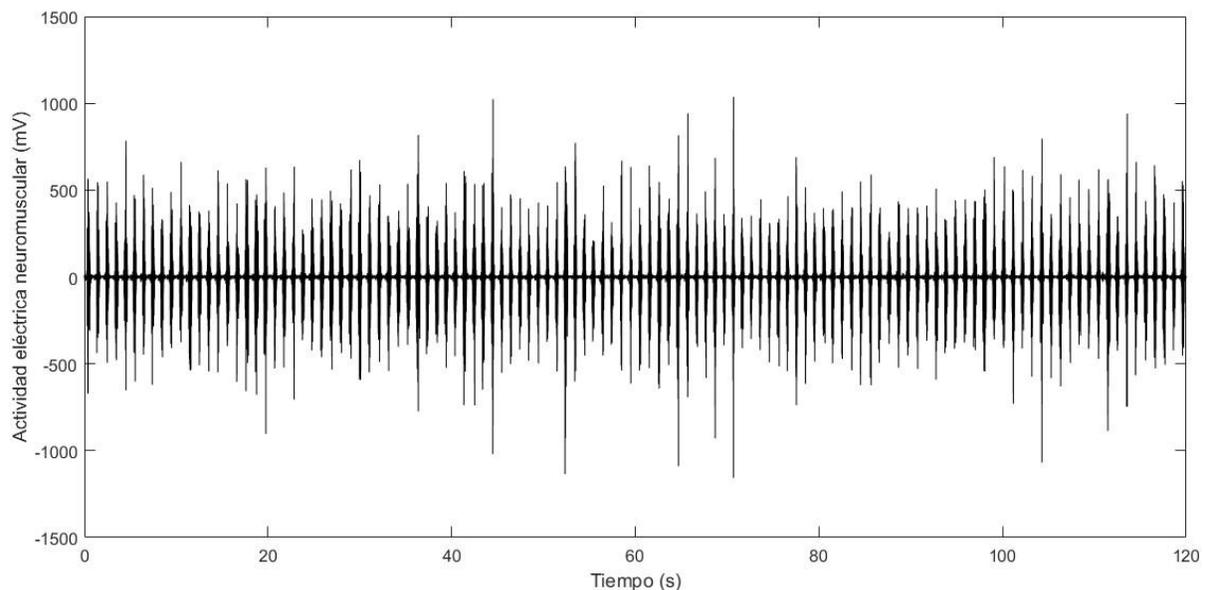


Figura 3. Gráfico de la actividad eléctrica neuromuscular de los últimos dos minutos de pedaleo del registro de la señal de EMG bruta (sin ser filtrada) del músculo VLD.

Código 1

```
%%  
Datos=xlsread('Sujeto_2_estable.csv');  
Fs=1500 ;Final=Inicio+(Fs*60*6) ; Ini2min=Final-(Fs*60*2);  
  
RAD1=Datos(Ini2min:Final,2);  
RAI1=Datos(Ini2min:Final,3);  
ED1=Datos(Ini2min:Final,4);  
EI1=Datos(Ini2min:Final,5);  
VLD1=Datos(Ini2min:Final,6);  
VLI1=Datos(Ini2min:Final,7);
```

Luego esta señal es rectificadas debido a la representación gráfica de la señal EMG, se invierten las señales de amplitud negativa (rectificación de onda completa) obteniendo solo valores positivos, lo que permite el procesamiento estadístico (Aparicio., 2005) (figura 4) (código 2).

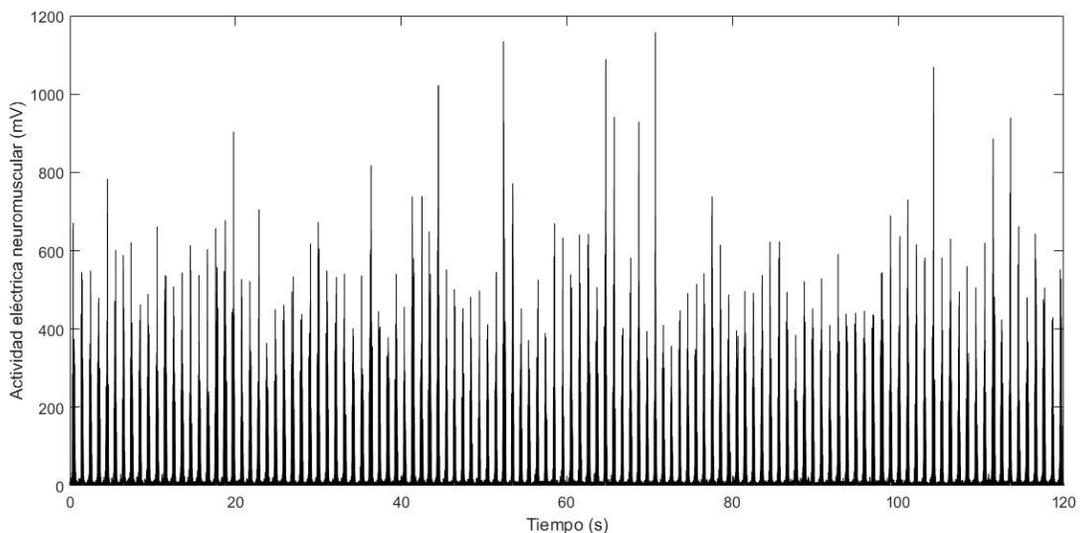


Figura 4. Gráfico de la actividad eléctrica neuromuscular de los dos últimos minutos de pedaleo de la señal de EMG rectificadas del músculo VLD.

Código 2

```
%% Rectificado de señal
RAD1=abs(RAD1);
RAI1=abs(RAI1);
ED1=abs(ED1);
EI1=abs(EI1);
VLD1=abs(VLD1);
VLI1=abs(VLI1);
```

Luego la señal rectificada (ampliación a ventana temporal de 20 segundos en *figura 5*) pasa por un filtro pasa banda de orden 4, con un pasa alto de 20 Hz y pasa bajo de 500 Hz, para eliminar el “ruido” electromiográfico generado por perturbaciones mecánicas de los canales de EMG o los amplificadores de señal durante una tarea o movimiento dado (Aparicio., 2005) y simultáneamente se realiza el suavizado de la señal a través del cálculo de la raíz de la media cuadrática (RMS por sus siglas en inglés) con ventanas de tiempo de 0,25 segundos (Podraza y cols., 2010) (*figura 6*) (*código 3*).

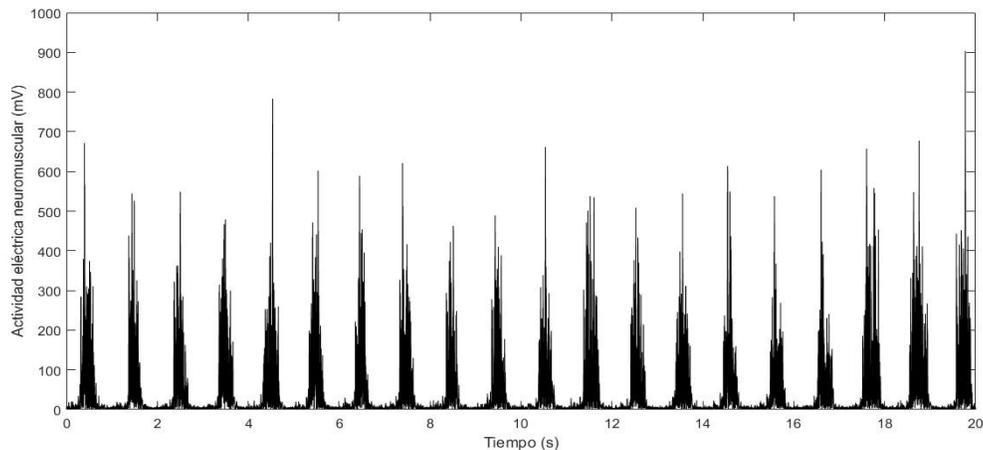


Figura 5. Gráfico de la actividad eléctrica neuromuscular de los dos últimos minutos de pedaleo de la señal de EMG rectificada previa a ser filtrada y suavizada del músculo VLD.

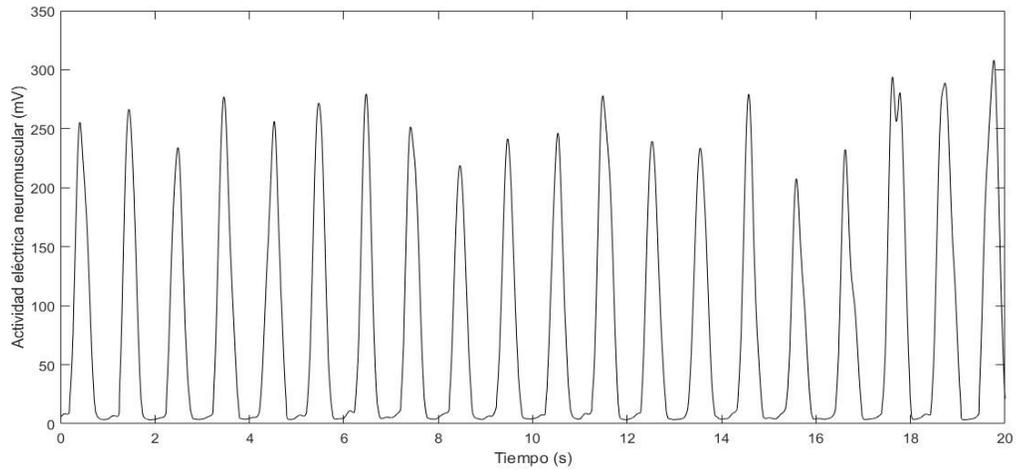


Figura 6. Gráfico de la actividad eléctrica neuromuscular de los dos últimos minutos de pedaleo de la señal de EMG rectificadas luego de ser filtradas y suavizadas del músculo VLD.

Código 3

```
%% FILTRADO y SUAVIZADO
ORDEN= 4;
LOW= 500; %% filtro pasa bajo
HIGH= 20; %% filtro pasa alto
Fs= 1500; %%frecuencia muestreo
VENTANA_RMS= 0.250;

%% FILTRADO y SUAVIZADO
RADf=filtro_literatura_RMS (RAD1,ORDEN,LOW,HIGH,Fs,VENTANA_RMS);
```

Posterior a eso se introducen los datos del sensor de presión (rectángulos rojos), que permite colocar los marcadores (triángulos invertidos azules), que indican el inicio de cada ciclo de pedaleo desde el eje horizontal en el pedal derecho. De esa manera, se puede apreciar la actividad eléctrica neuromuscular que ocurre durante un ciclo completo de pedaleo (línea azul) (figura 7) (código 4).

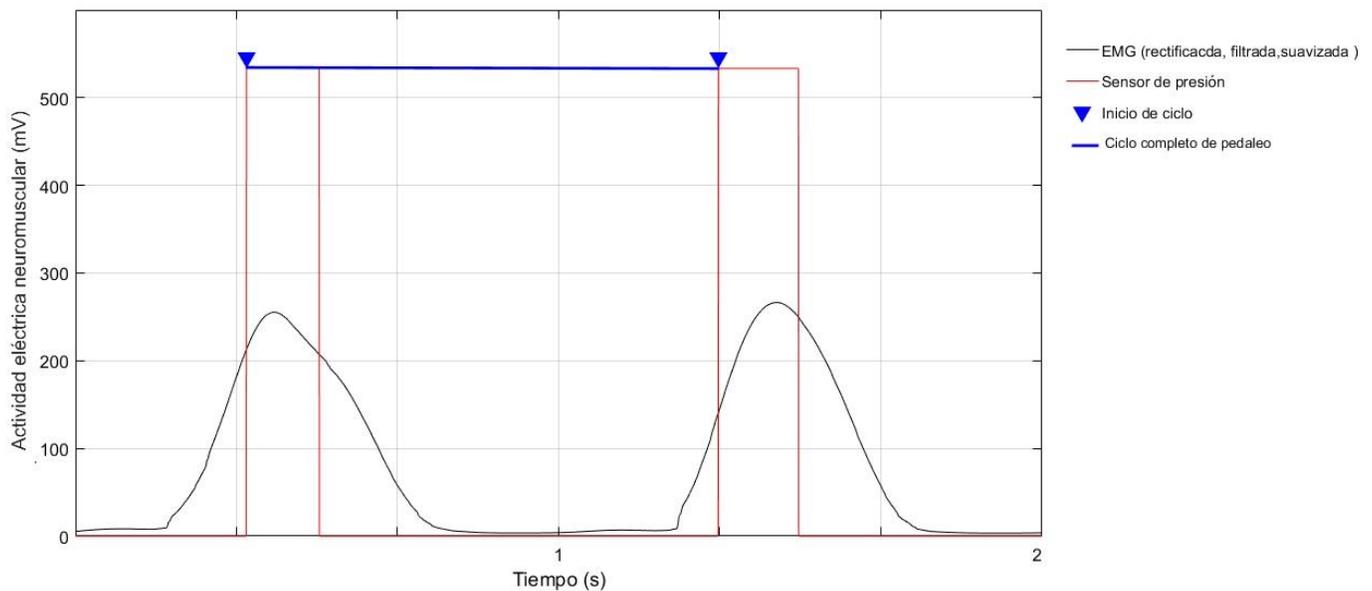


Figura 7. Gráfico de la actividad eléctrica neuromuscular de dos segundos de pedaleo de la señal de EMG rectificadas, filtrada y suavizada.

En este gráfico se muestran los sensores de presión activados (rectángulos rojos) los marcadores que indican el inicio de cada ciclo (triángulos invertidos azules), y el ciclo completo de pedaleo (línea azul).

Código 4

```
%% Encontrar inicio de ciclos de pedaleo
Fs=1500 ;Final=Inicio+(Fs*60*6); Ini2min=Final-(Fs*60*2);
Presion=Datos(Ini2min:Final,8);

plot(RADf); hold on; findpeaks(Presion,'minpeakdistance',1000);
```

Luego, la señal de actividad eléctrica neuromuscular de pedaleo se normaliza en relación con la actividad eléctrica neuromuscular promedio del reposo para cada músculo, expresándose los resultados como el porcentaje de esta última (*figura 8*) (*código 5*).

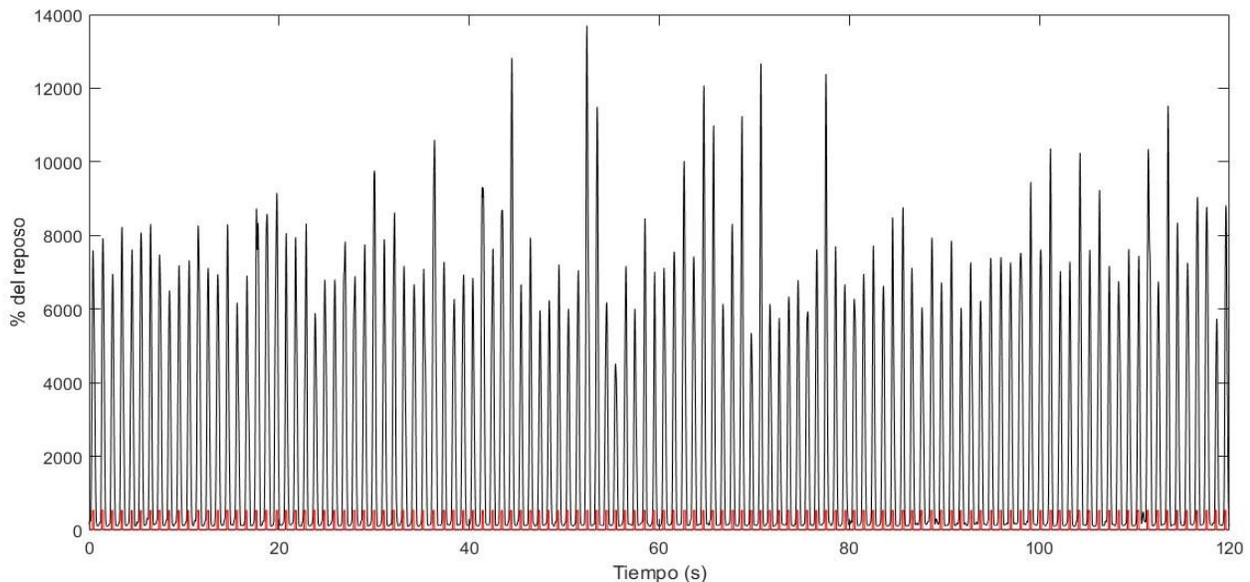


Figura 8. Gráfico de la actividad eléctrica neuromuscular de los dos últimos minutos de pedaleo de la señal de EMG del músculo VLD.

Se aprecia el porcentaje de la actividad eléctrica neuromuscular en relación con el reposo, marcadores de inicio de ciclo de pedaleo (líneas rojas).

Código 5

```
%% Normalización a porcentaje del reposo  
  
RADnormalizado=(RADf/RADmeanreposo)*100;
```

Una vez procesada la señal de pedaleo y de reposo, se promedia la actividad de cada músculo durante los ciclos de pedaleo de los últimos dos minutos, correspondientes a 120 ciclos en una única señal de EMG (figura 9) (código 6).

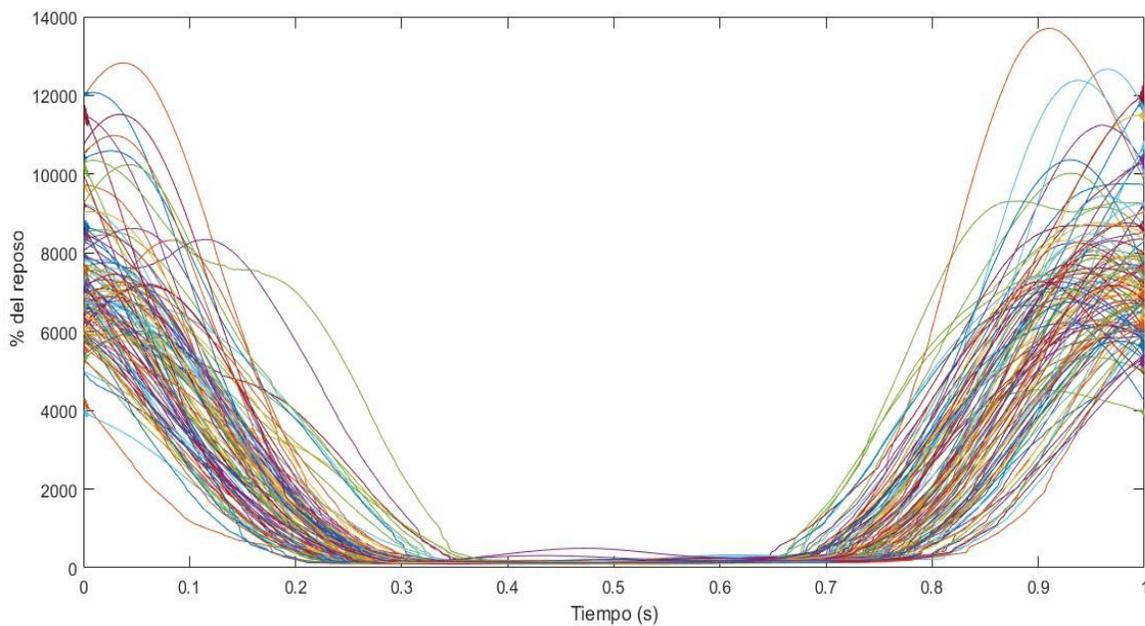


Figura 9. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular.

El cual corresponde a 120 pedaleos de los últimos 2 minutos de la evaluación del músculo VLD, en el eje de la ordenada el porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular y en eje de la abscisa un total de 1.500 datos equivalente a un ciclo completo de pedaleo en 1 segundo.

Código 6

```
%% Agrupar ciclos para promediar

for i=1:length(off);
    senal=RADnormalizado(on(i):off(i));
    largo=length(senal);
    cicloRAD(:,i)=resample(senal,largopromedio,largo);
end
```

Al dividir cada ciclo completo en 4 partes iguales se generan cuadrantes de pedaleo, comenzando por el inferior, posterior, superior y el anterior (*figura 10*).

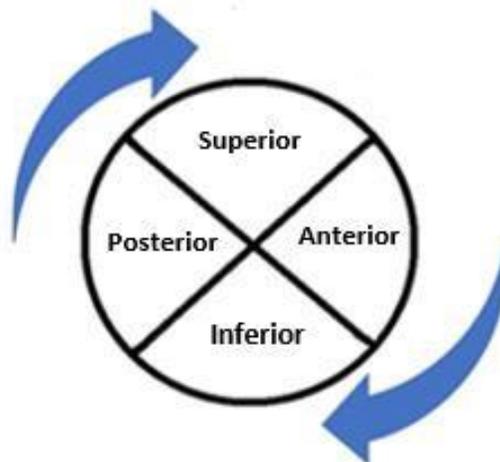


Figura 10. Ilustración de los cuadrantes del ciclo de pedaleo.

El ciclo de pedaleo comienza desde el cuadrante inferior, posterior, superior y finalmente anterior.

Finalmente, se obtiene el promedio de cada cuadrante que representa el porcentaje de activación eléctrica neuromuscular en ejercicio normalizado con la actividad eléctrica neuromuscular en reposo (*figura 11*) (*código 7*).

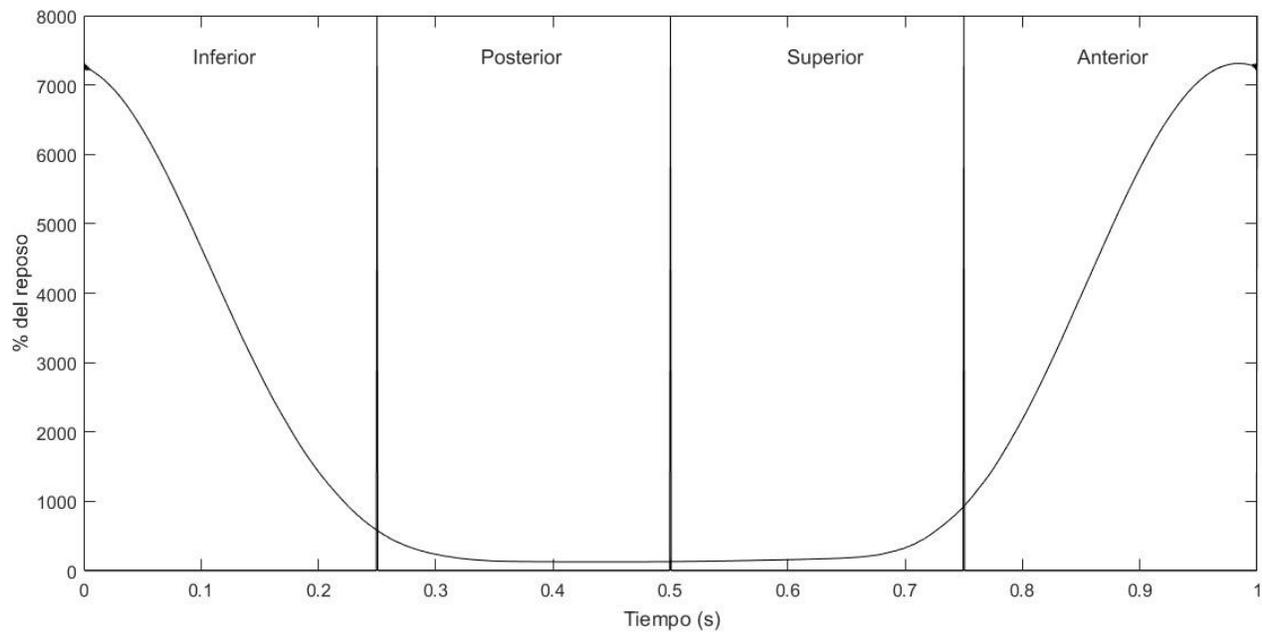


Figura 11. Gráfico del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular que ocurren en los cuadrantes de pedaleo durante 1 segundo.

Código 7

```
%% Ciclo promedio de actividad

promedioRAD=mean(cicloRAD');

C4=length(promedioRAD);
C1=round(C4/4);
C2=C1*2;
C3=C1*3;

rmsRADabajo=rms(promedioRAD(1:C1));
rmsRADatras=rms(promedioRAD(C1:C2));
rmsRADarriba=rms(promedioRAD(C2:C3));
rmsRADadelate=rms(promedioRAD(C3:C4));
```

A continuación, la superposición de ambas condiciones para cada músculo donde se puede observar el porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular evaluado en un sujeto (figura 12, figura 13 y figura 14) (código 8).

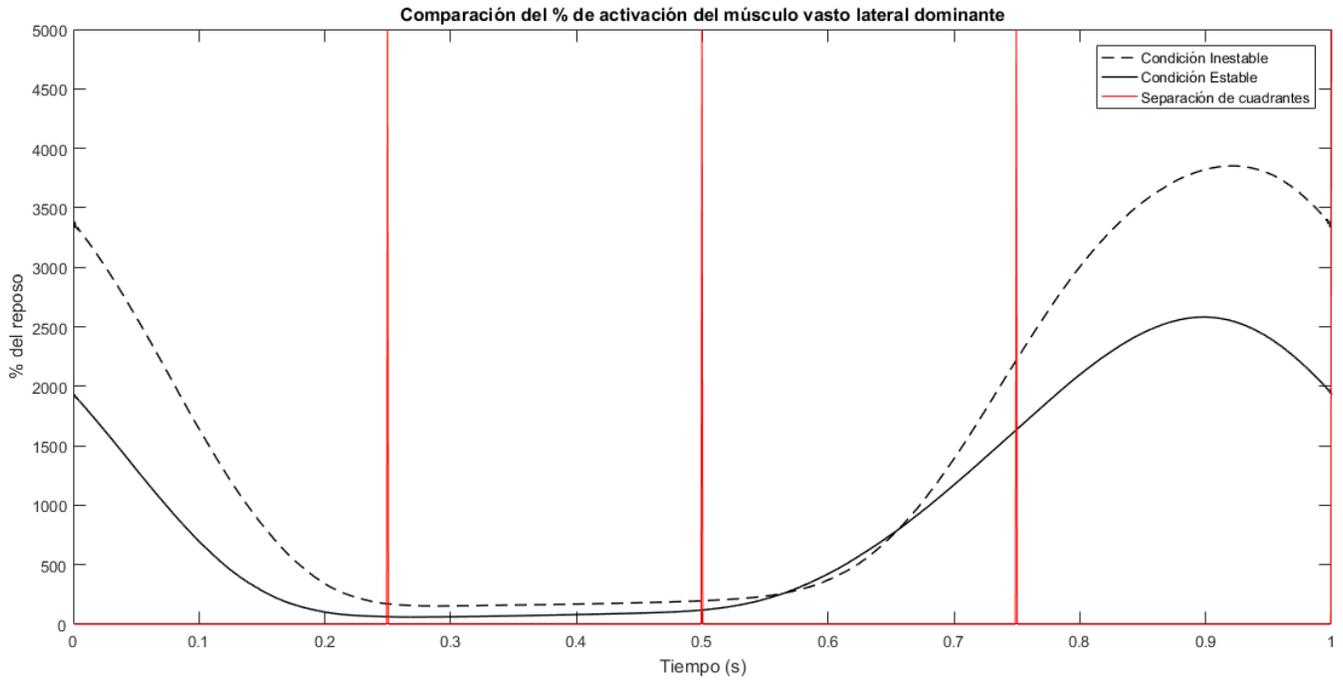


Figura 12. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad muscular entre la condición estable y condición inestable en el VLD.

En el eje de la ordenada el porcentaje de actividad sobre el reposo y en la abscisa el tiempo que corresponde a un ciclo completo de pedaleo. La línea punteada corresponde al porcentaje de la actividad muscular sobre el reposo en la condición inestable, la línea continua al porcentaje de la actividad muscular sobre el reposo en la condición estable y las líneas verticales a la separación de los cuadrantes de pedaleo.

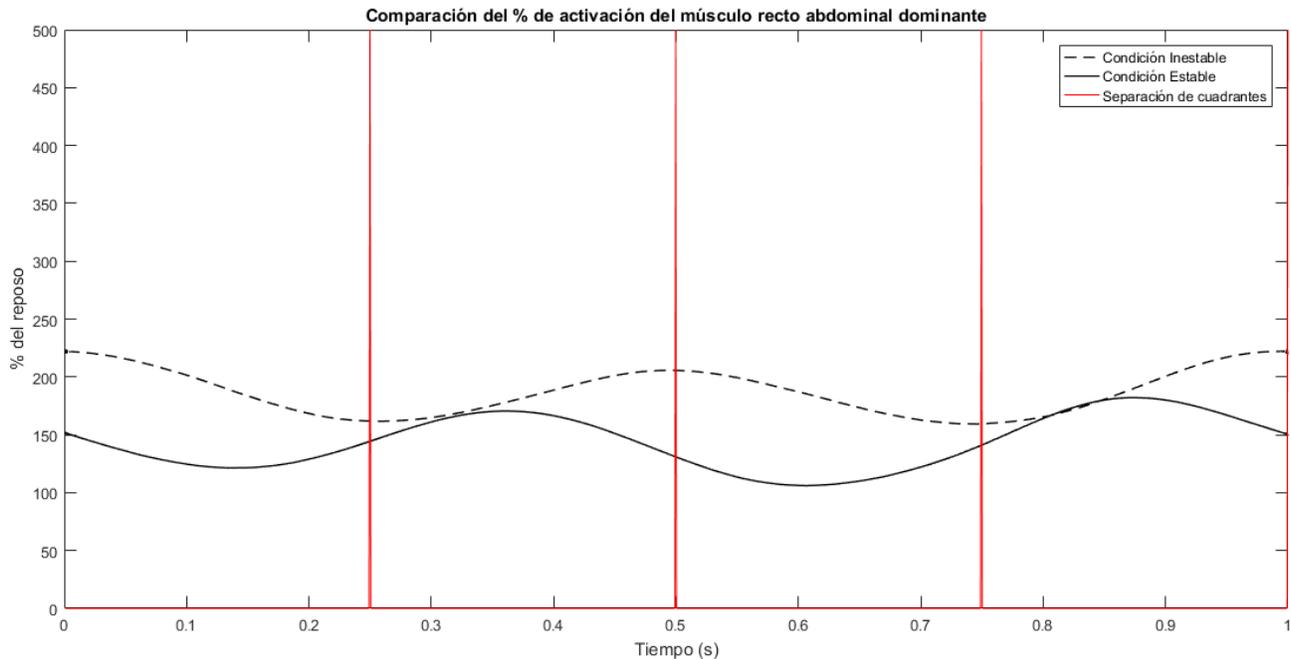


Figura 13. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad muscular entre la condición estable y condición inestable en el RAD

En el eje de la ordenada el porcentaje de actividad sobre el reposo y en la abscisa el tiempo que corresponde a un ciclo completo de pedaleo. La línea punteada corresponde al porcentaje de la actividad muscular sobre el reposo en la condición inestable, la línea continua al porcentaje de la actividad muscular sobre el reposo en la condición estable y las líneas verticales a la separación de los cuadrantes de pedaleo.

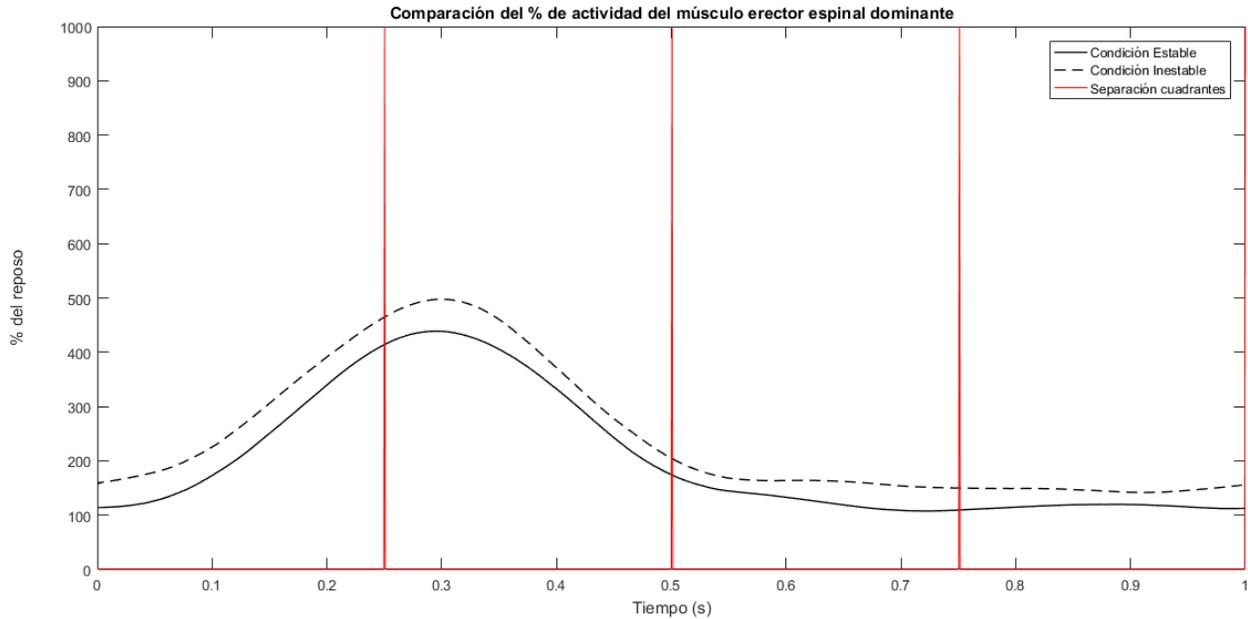


Figura 14. Gráfico de la superposición del porcentaje de actividad muscular entre la condición estable y condición inestable en el EED.

En el eje de la ordenada el porcentaje de actividad sobre el reposo y en la abscisa el tiempo que corresponde a un ciclo completo de pedaleo. La línea punteada corresponde al porcentaje de la actividad muscular sobre el reposo en la condición inestable, la línea continua al porcentaje de la actividad muscular sobre el reposo en la condición estable y las líneas verticales a la separación de los cuadrantes de pedaleo.

Código 8

```
A=pRAD
B=pRAD
%%
C4=length(A);
C1=round(C4/4);
C2=C1*2;
C3=C1*3;

%%
C5=length(B);
B=resample(B,C4,C5);
%%
C6=length(B);
%%
C1=round(C6/4);
C2=C1*2;
C3=C1*3;

%%
Zeros=zeros(C6);
Zeros=Zeros(:,1);
Zeros(C1)=500;
Zeros(C2)=500;
Zeros(C3)=500;
Zeros(C6)=500;

%%
tiempoa=1:1:C6; tiempo=(tiempoa/C6)*1;
%%
plot(tiempo,A);hold on; plot (tiempo,B); hold on ;plot(tiempo,Zeros)
```

3.7 Análisis estadístico

Se utilizó el software GraphPad Prism 7® y los resultados se expresaron como mediana [valor mínimo-valor máximo].

Para el análisis estadístico del consumo de gases, señales de EMG y variabilidad del ritmo cardíaco, se comparan los valores obtenidos entre las condiciones de pedaleo con sillín estable e inestable, se utilizó la prueba no paramétrica de Wilcoxon debido a que algunas variables distribuyen de forma no normal y permita la comparación de medianas.

4. RESULTADOS

4.1 Consumo de oxígeno

Al comparar el $\dot{V}O_2$ al utilizar un sillín convencional de cicloergómetro versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta, los valores del $\dot{V}O_2$ aumentan significativamente desde la condición estable 12 [11-13] ($\text{ml} \times \text{min}^{-1} \times \text{kg}^{-1}$) a la condición inestable 14 [13-15] ($\text{ml} \times \text{min}^{-1} \times \text{kg}^{-1}$) ($p = 0,004$) (*tabla 2*).

4.2 Ventilación

Al comparar el área bajo la curva de la ventilación minuto, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta, los valores del área bajo la curva de la VE aumentan con diferencias significativas desde la condición estable 44 [36-59] (L/min) a la condición inestable 50 [41-60] (L/min) ($p = 0,016$) (*tabla 2*).

4.3 Equivalentes ventilatorios

Al comparar los equivalentes ventilatorios de oxígeno y de anhídrido carbónico, al utilizar un sillín convencional de cicloergómetro versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta, no se observaron cambios significativos de los $\text{Eq}O_2$ al comparar la condición estable 22,7 [19,1-26,2] con la condición inestable [23,4 18,925,7]. Así también, no se observaron cambios estadísticamente significativos de los $\text{Eq}CO_2$ al comparar la condición estable 26,1 [21,8-30,2] con la condición inestable 26,4 [22,3-27,7] (*tabla 2*).

Tabla 2. Resultados de los gases evaluados usando el sillín estable e inestable.

	Estable	Inestable	p
VO₂ (mlxmin⁻¹xkg⁻¹)	12 [11-13]	14 [13-15]	0,004
VE (L/min)	44 [36-59]	50 [41-60]	0,023
EqO₂	22,7 [19,1-26,2]	23,4 [18,9-25,7]	0,262
EqCO₂	26,1 [21,8-3,2]	26,4 [22,3-27,7]	0,078

Valores p y medianas [mínimos - máximos] de variables del análisis de gases para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable. Abreviaciones: VE, área bajo la curva de ventilaciones por minuto; VO₂, volumen de O₂ extraído del aire inhalado durante una ventilación pulmonar en relación a la masa corporal; EqO₂, relación entre la ventilación pulmonar y el consumo de O₂; EqCO₂, relación entre la ventilación pulmonar y el consumo de CO₂. n= 9. Diferencia significativa (p < 0,05).

4.4 Frecuencia cardíaca

Al comparar la variabilidad del ritmo cardíaco, al utilizar un sillín convencional de cicloergómetro versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta, solo los valores de la FC aumentan con diferencias estadísticamente significativas desde la condición estable con un promedio de 84,8 [71,1-96,2] (latidos/min) a la condición inestable con un promedio de 94,2 [73,2-98,8] (latidos/min) (p = 0,008) (tabla 3). No se encontraron diferencias significativas para las variables del dominio de la frecuencia (tabla 4). No se encontraron diferencias significativas en las variables del análisis no lineal (tabla 5).

Tabla 3. Análisis del dominio del tiempo en la VRC.

	Estable	Inestable	p
FC (latidos/min)	84,8 [71,1-96,2]	94,2 [73,2-98,8]	0,008
SDNN (ms)	34,15 [17,0-58,3]	30,2 [16,1-45,0]	0,195
RMSSD (ms)	28,4 [10,6-40,4]	21,0 [11,5-36,4]	0,195
pNN50 (%)	5,4 [0,8-20,1]	2,0 [0,0-11,5]	0,109

Valores p y medianas [mínimos - máximos] del análisis del dominio del tiempo en la variabilidad del ritmo cardíaco para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable. Abreviaciones: FC, número de latidos por minuto; SDNN, desviación estándar de los intervalos RR; RMSSD, cuadrado de la raíz media de las diferencias sucesivas de los intervalos RR; pNN50 la proporción derivada al dividir NN50 por el total de números de intervalos NN. n= 9. Diferencia significativa ($p < 0,05$).

Tabla 4. Análisis del dominio de la frecuencia.

	Estable	Inestable	p
AF (ms²)	342 [18-978]	277 [22-774]	0,109
BF (ms²)	350 [81-1518]	383 [58-1145]	0,523
BF/AF (ms²)	1,96 [0,22-6,08]	2,38 [0,46-7,13]	0,820
LnAF (ms)	5,83 [2,89-6,89]	5,62 [3,09-6,65]	0,148
LnBF (ms)	5,83 [4,39-7,33]	5,95 [4,06-7,04]	0,742

Valores *p* y medianas [mínimos - máximos] del análisis del dominio de la frecuencia en la variabilidad del ritmo cardíaco para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable. Abreviaciones; AF, alta frecuencia; BF, baja frecuencia; BF/AF, proporción entre BF y AF; LnAF, logaritmo natural de AF; LnBF logaritmo natural de BF. *n* = 9. Diferencia significativa (*p* < 0,05).

Tabla 5. Análisis no lineal.

	Estable	Inestable	p
SD1 (ms)	20,1 [7,5-28,6]	14,9 [8,1-25,8]	0,195
SD2 (ms)	43,95 [22,8-77,5]	40,5 [20,4-62,3]	0,195

Valores p y medianas [mínimos - máximos] del análisis de la geometría de Poincaré en la variabilidad del ritmo cardíaco para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable. Abreviaciones; SD1, corresponde a la variabilidad rápida latido a latido; SD2, describe la variabilidad a largo plazo de los intervalos RR. n= 9. Diferencia significativa ($p < 0,05$).

4.5 Actividad eléctrica neuromuscular

Al comparar la amplitud de la actividad electromiografía del EE, RA y VL dominante y no dominante, durante la utilización de sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable de bicicleta, los resultados obtenidos en la actividad eléctrica neuromuscular en el cuadrante inferior de pedaleo, demostraron que existen aumentos estadísticamente significativos del RAD en la condición inestable 105,3 [80,9-212,1] % en comparación con la condición estable 139,6 [96,9-216,4] % ($p = 0,031$), para el EED en la condición estable 253,5 [71,9-686,8] % en comparación con la condición inestable 437,7 [135,0-1020,5] % ($p = 0,008$), para el VLND en la condición estable 717,2 [262,7-1678,9] % en comparación con la condición inestable 1467,7 [311,1-8019,8] % ($p = 0,039$). Los músculos RAND, EEND y VLD no presentaron diferencias significativas entre las condiciones (tabla 6). Los resultados obtenidos en la actividad eléctrica neuromuscular en el cuadrante posterior de pedaleo demostraron que existen aumentos estadísticamente significativos del EED en la condición estable 153,6 [62,8-355,0] % en comparación con la condición inestable

305,2 [115,0- 485,2] % y para el EEND en la condición estable 138,4 [88,4- 206,5] % ($p = 0,008$). Los músculos RAD, RAND, VLD y VLND no presentaron diferencias significativas entre las condiciones (*tabla 7*). Los resultados obtenidos en la actividad eléctrica neuromuscular en el cuadrante superior de pedaleo, demostraron que existen aumentos estadísticamente significativos del RAD en la condición estable 112,3 [59,1-153,2]% en comparación con la condición inestable 129,31 [82,1-181,8]% ($p = 0,016$), para el RAND en la condición estable 112 [57,9-128,3]% en comparación con la condición inestable 121,4 [68,8- 171,5]% ($p = 0,023$), para el EED en la condición estable 115,7 [59,17-163,56]% en comparación con la condición inestable 144,8 [106,0-500,1]% ($p = 0,008$), para el EEND en la condición estable 118,5 [52,6-193,7]% en comparación con la condición inestable 135,41 [107,06- 975,09]% ($p = 0,008$), para el VLND en la condición estable 376,0 [42,2-1916,4]% en comparación con la condición inestable 921,6 [415,5-2284,0]% ($p = 0,016$). El músculo VLD no presentó diferencias significativas entre las condiciones (*tabla 8*). Los resultados obtenidos en la actividad eléctrica neuromuscular en el cuadrante anterior de pedaleo, demostraron que existen aumentos estadísticamente significativos del RAD en la condición estable 108,3 [60,1-194,8]% en comparación con la condición inestable 137,9 [96,7- 258,4]% ($p = 0,016$), para el EED en la condición estable 128,7 [59,6-311,4]% en comparación con la condición inestable 171,3 [115,0634,5]% ($p = 0,008$), para el EEND en la condición estable 121,8 [64,7441,2]% en comparación con la condición inestable 145,3 [818,1- 128,2]% ($p = 0,023$). Los músculos RAND, VLD y VLND no presentaron diferencias significativas entre las condiciones (*tabla 9*).

Los resultados obtenidos en la actividad eléctrica neuromuscular en el ciclo completo de pedaleo, demostraron que existen aumentos estadísticamente significativos del RAD en la condición estable 106,0 [85,6- 191,7]% en comparación con la condición inestable 141,4 [97,1-198,0]% ($p = 0,016$), para el EED 180,4 [63,4-324,1]% en comparación con la condición inestable 277,8 [117,7-638,9]% ($p = 0,008$), para el EEND en la condición estable 135,0 [89,6-364,6]% en comparación con la condición inestable 208,4 [144,9- 858,4]% ($p = 0,016$), para el VLND en la condición estable 905,0 [274,8-1672,9] en comparación con la condición inestable

1542,0 [1034,2- 3550,7]% ($p = 0,016$). Los músculos RAND y VLD no presentaron diferencias significativas entre las condiciones (*tabla 10*).

Tabla 6. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo inferior.

Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular	Estable	Inestable	p
RAD (% del reposo)	105,32 [80,91-212,1]	139,62 [96,95-216,47]	0,031
RAND (% del reposo)	118,58 [80,61-142,88]	135,36 [59,78- 240,19]	0,109
EED (% del reposo)	253,57 [71,94-686,80]	437,76 [135-1020,52]	0,031
EEND (% del reposo)	180,34 [94,47-762,49]	343,64 [158,68- 1133,48]	0,055
VLD (% del reposo)	1049,79 [447,65-4526,67]	1530,52 [276,95-3999,19]	>0,999
VLND (% del reposo)	717,23 [262,78-1678,90]	1467,75 [311.18-8019,81]	0,039

Valores p y medianas [mínimos - máximos] del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable en el cuadrante inferior de pedaleo. Abreviaciones: RAD, recto abdominal dominante; RAND, recto abdominal no dominante; EED, erector espinal dominante; EEND, erector espinal no dominante; VLD, vasto lateral dominante; VLND, vasto lateral no dominante. $n=7$ para el RAD y VLD. $n=8$ para el RAND, EE, EEND y VLND. Diferencia significativa ($p < 0,05$).

Tabla 7. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo posterior.

Porcentaje de Actividad eléctrica neuromuscular	Estable	Inestable	p
RAD (% del reposo)	142,24 [91,86-206,62]	136,29 [97,95-205,1]	0,109
RAND (% del reposo)	117,04 [199,42-73,47]	129,33 [78,96- 235,20]	0,078
EED (% del reposo)	153,6 [62,85-355,08]	305,22 [115- 485,24]	0,008
EEND (% del reposo)	138,40 [88,45-206,53]	186,9 [141,23 - 542,91]	0,008
VLD (% del reposo)	225,30 [52,06-429,18]	171,15 [84,78 - 785,45]	0,688
VLND (% del reposo)	120,71 [34,29-336,51]	262,335 [115,66- 686,24]	0,055

Valores p y medianas [mínimos - máximos] del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable en el cuadrante posterior de pedaleo. Abreviaciones: RAD, recto abdominal dominante; RAND, recto abdominal no dominante; EED, erector espinal dominante; EEND, erector espinal no dominante; VLD, vasto lateral dominante; VLND, vasto lateral no dominante. n=7 para el RAD y VLD. n=8 para el RAND, EE, EEND y VLND. Diferencia significativa ($p < 0,05$).

Tabla 8. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo superior.

Porcentaje de Actividad eléctrica neuromuscular	Estable	Inestable	p
RAD (% del reposo)	112,34 [59,12- 153,27]	129,315 [82,1- 181,88]	0,016
RAND (% del reposo)	112 [57,98- 128,39]	121,41 [68,86- 171,51]	0,023
EED (% del reposo)	115,70 [59,17- 163,56]	144,82 [106 - 500,13]	0,008
EEND (% del reposo)	118,53 [52,69- 193,75]	135,41 [107,06-975,09]	0,008
VLD (% del reposo)	1112,15 [312,87- 2048,77]	1019,45 [667,60- 3136,45]	0,578
VLND (% del reposo)	376,00 [42,26-1916,48]	921,67 [415,58- 2284,09]	0,016

Valores p y medianas [mínimos - máximos] del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable en el cuadrante superior de pedaleo. Abreviaciones: RAD, recto abdominal dominante; RAND, recto abdominal no dominante; EED, erector espinal dominante; EEND, erector espinal no dominante; VLD, vasto lateral dominante; VLND, vasto lateral no dominante. n=7 para el RAD y VLD. n=8 para el RAND, EE, EEND y VLND. Diferencia significativa ($p < 0,05$).

Tabla 9. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal en el cuadrante de pedaleo anterior.

Porcentaje de Actividad eléctrica neuromuscular	Estable	Inestable	p
RAD (% del reposo)	108,39 [60,18-194,85]	137.955 [96,78-258,47]	0,016
RAND (% del reposo)	119,27 [60,77-158,81]	118,79 [61,05-182,47]	0,313
EED (% del reposo)	128,77 [59,65-311,42]	171,38 [115,00- 634,58]	0,008
EEND (% del reposo)	121,89 [64,75-441,28]	145,30 [128,29-818,12]	0,023
VLD (% del reposo)	2820,01 [1907,21- 5094,65]	2972,23[2082,70-4605,53]	0,578
VLND (% del reposo)	1885,32 [554,98-3867,78]	3273,27 [2110,85-4913,85]	0,055

Valores *p* y medianas [mínimos - máximos] del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable en el cuadrante anterior de pedaleo. Abreviaciones: RAD, recto abdominal dominante; RAND, recto abdominal no dominante; EED, erector espinal dominante; EEND, erector espinal no dominante; VLD, vasto lateral dominante; VLND, vasto lateral no dominante. *n*=7 para el RAD y VLD. *n*=8 para el RAND, EE, EEND y VLND. Diferencia significativa (*p* < 0,05).

Tabla 10. Porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal del ciclo completo de pedaleo.

Porcentaje de Actividad eléctrica neuromuscular	Estable	Inestable	p
RAD (% del reposo)	106,02 [85,61-191,71]	141,46 [97,19- 198,07]	0,016
RAND (% del reposo)	119,80 [72,68-156,45]	125,96 [67,16- 207,34]	0,148
EED (% del reposo)	180,45 [63,40- 324,15]	277,80 [117,75- 638,97]	0,008
EEND (% del reposo)	135,06 [89,67- 364,69]	208,42 [144,92- 858,44]	0,016
VLD (% del reposo)	1361,86 [969,70- 2536,56]	1389,70 [1160,52- 2397,63]	0,938
VLND (% del reposo)	905,05 [274,83- 1672,93]	1542,01 [1034,28- 3550,70]	0,016

Valores *p* y medianas [mínimos - máximos] del porcentaje de actividad eléctrica neuromuscular respecto a la actividad basal para la comparación entre los dos últimos minutos de pedaleo en la condición estable e inestable en la totalidad del ciclo de pedaleo. Abreviaciones: RAD, recto abdominal dominante; RAND, recto abdominal no dominante; EED, erector espinal dominante; EEND, erector espinal no dominante; VLD, vasto lateral dominante; VLND, vasto lateral no dominante. *n*=7 para el RAD y VLD. *n*=8 para el RAND, EE, EEND y VLND. Diferencia significativa (*p* < 0,05).

Cabe mencionar, que se tuvo pérdida de los datos de reposo (antes de iniciar el ejercicio) en la evaluación de la variabilidad del ritmo cardíaco en el sujeto 2, pérdida de la señal de electromiografía del músculo recto abdominal dominante en condición estable en el sujeto 2, pérdida del músculo vasto lateral dominante en la condición inestable en el sujeto 8 y pérdida total de los datos de la señal de electromiografía del sujeto 9 en todo el procedimiento de mediciones.

5. DISCUSIÓN

En esta investigación se comparan los resultados del gasto energético y de la actividad muscular, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable. Los sistemas evaluados fueron el respiratorio, cardiovascular y musculoesquelético, los cuales presentaron aumentos significativos de algunas de sus variables al pasar de una condición estable a una inestable, los que serán discutidas a continuación.

5.1 Sistema respiratorio

En el sistema respiratorio el VO_2 presenta un aumento significativo al utilizar la condición inestable al ser comparada con la condición estable ($p = 0,004$). Esto se puede deber a que a medida se establece una mayor demanda energética, el VO_2 va siendo cada vez mayor para suplir las necesidades de O_2 de los tejidos que lo necesitan, especialmente del tejido musculoesquelético (López, J. y Fernández, A., 1998). Lo anterior, debido a la necesidad de sintetizar una mayor cantidad de ATP mediante la fosforilación oxidativa (Arós y cols., 2000). Estos resultados están en concordancia con lo descrito en la investigación de Zenková y cols., (2017), donde

se concluyó que al utilizar una base inestable (con un protocolo de ejercicio diferente al de esta tesis), se produce un aumento en el gasto energético, ya que se obtuvo aumentos significativos en el VO_2 .

El área bajo la curva de la VE aumentó de forma significativa ($p = 0,023$) en la condición inestable. Esto se pudo deber ya que al pasar a un ejercicio con una demanda energética mayor el organismo necesita de más cantidad de O_2 en un menor tiempo, y en consecuencia se podría haber generado una disminución de la presión de O_2 (PO_2) circulante en la sangre, también un aumento de la presión de anhídrido carbónico (PCO_2) y una disminución del pH. A su vez, esto pudo haber gatillado una respuesta hacia los quimiorreceptores; que son estructuras que detectan estas variables ya mencionadas, que producen un aumento en la respuesta ventilatoria. Los quimiorreceptores periféricos se encuentran ubicados en el cayado aórtico y en el cuerpo carotideo, estos responden a disminuciones de la PO_2 , aumentos de la PCO_2 y disminuciones del pH. Al ser estimulados producen una respuesta aferente hacia los núcleos del ritmo respiratorio, vía núcleo del tracto solitario del bulbo raquídeo aumentando el tono simpático (Guyenet., 2011). A diferencia de los quimiorreceptores periféricos que detectaban cambios en la sangre arterial, los quimiorreceptores centrales detectan variaciones de pH en el líquido cerebroespinal. Los núcleos relacionados de forma directa con los quimiorreceptores centrales no han sido identificados de manera tan precisa, pero el núcleo retrotrapezoidal es la estructura con mayor potencial de ser el órgano aferente del sistema (Nattie., 2011). Tras procesar la información en el centro respiratorio, del bulbo raquídeo se emiten eferencias destinadas a aumentar la frecuencia de contracción de los músculos respiratorios, fundamentalmente el diafragma y los intercostales los que finalmente desembocan en un aumento de la FR por lo tanto de la VE (Cherniack y cols., 2003) (Ohashi y cols., 2013).

También en el aumento de la VE están presentes los ergorreceptores, los cuales están compuestos por los mecanorreceptores, que son sensibles al movimiento; y metaborreceptores, que captan estímulos químicos relacionados con trabajo muscular, estos receptores gatillan un incremento en la descarga nerviosa simpática pudiendo aumentar la tasa de ventilación, (Mark y cols., 1985). Durante la actividad física, la estimulación mecánica muscular asociada a la contracción muscular estimula a los mecanorreceptores que gatillan el mecanorreflejo principalmente a fibras aferentes mielinizadas tipo III que responden a estímulos mecánicos (Kniffki y cols., 1981). Al mismo tiempo con la progresión de los esfuerzos durante la actividad física, hay aumentos de metabolitos los cuales son detectados por los metaborreceptores gatillan el metaborreflejo que de forma conjunta con el mecanorreflejo estimulan directamente el componente simpático, que conlleva a un aumento de la ventilación pulmonar (Coote y cols., 1971). Esto ocurre ya que, durante el ejercicio, hay contracción muscular seguida de acumulación de metabolitos, por esto, mecanorreflejos y metaborreflejos se superponen. Por lo que el término “ergorreceptores”, contempla ambos tipos de aferencias, y “ergorreflejo”, es el reflejo desencadenado por ambos tipos de receptores (Khan y cols., 2000).

En los $\dot{V}O_2$ y $\dot{V}CO_2$ no se generaron diferencias significativas entre la condición estable e inestable, se podría esperar que a medida que la intensidad de ejercicios aumenta estos valores comiencen a disminuir presentando ese comportamiento hasta llegar al umbral anaeróbico (Habedank y cols., 1998), (Sun y cols., 2002) sin embargo, estas disminuciones se comienzan a producir a intensidades de ejercicios mayores a las exigidas dentro de esta tesis, por lo que no se generaron diferencias significativas al pasar de la condición estable a la inestable.

5.2 Sistema cardiovascular: Variabilidad del ritmo cardíaco

En la VRC al usar el sillín inestable se obtuvo un aumento significativo solo en el dominio del tiempo sobre la FC ($p = 0,008$) en relación con el sillín convencional. Se podría inferir que este aumento significativo en el dominio del tiempo sobre la variable de la FC podría estar producido por someter al organismo a mayores intensidades de trabajo, lo que genera la necesidad de facilitar el transporte de oxígeno a los músculos que se encuentran trabajando en ese momento (Barbero, J.C. y cols., 2004). Esta orden de disminuir el tiempo entre latido y latido viene de la estimulación del sistema nervioso simpático, el cual produce una liberación del neurotransmisor adrenalina por parte de la glándula suprarrenal y del neurotransmisor noradrenalina (NA), en los terminales nerviosos a nivel local, produciendo efectos excitatorios tanto en la FC como en la contractilidad de los sincios cardíacos (Plascencia- Álvarez, N. y cols., 2002). No se encontraron diferencias significativas en las variables SDNN, RMSSD y pNN50. Esto se pudo deber a que no hubo una participación suficientemente relevante sobre la actividad del SNS y SNP al pasar al sillín inestable como para producir modificaciones significativas en la VRC.

En el dominio de la frecuencia no se generaron diferencias significativas, probablemente debido a que la intensidad del ejercicio no fue lo suficientemente alta como para aumentar la actividad simpática, de tal forma que pudiera aumentar de forma significativa el componente de BF. La retirada del SNP durante la actividad tampoco fue lo suficiente significativo como para disminuir de forma el componente de AF. Lo que también explicaría el hecho de no se generaron cambios significativos en la relación BF/AF al pasar al sillín inestable.

En el análisis no lineal no se encontraron diferencias significativas de las variables SD1 y SD2 al pasar al sillín inestable. La modulación vagal y la variabilidad rápida entre latido y latido, el cual está representado por SD1 y la variabilidad a largo plazo los intervalos RR, el cual está representado por SD2, no generaron diferencias significativas, posiblemente por la baja intensidad en la actividad realizada.

5.3 Sistema musculoesquelético: EMG en músculos estabilizadores de tronco

Los resultados obtenidos al evaluar el ciclo completo de pedaleo evidenciaron que, en la condición inestable, la amplitud detectada de la actividad muscular fue significativamente mayor para el RAD ($p = 0,016$), EED ($p = 0,008$) y EEND ($p = 0,016$), esto se puede deber principalmente a que estos músculos cumplen una función estabilizadora del tronco (Cissik, 2002). Estos hallazgos son consecuentes con los resultados encontrados en estudios previos, en donde en general se ha observado un mayor nivel de activación de los músculos al ser sometidos a ejercicios sobre superficies inestables (Imai y cols., 2010), (Weaver y cols 2012). Principalmente debido a que las bases inestables promueven una mayor activación del sistema propioceptivo, lo que aumenta la actividad muscular. Así también, producto de los mayores requerimientos de estabilización corporal que son necesarios para mantener el balance durante el ejercicio (Nascimento y cols., 2016).

Al separar el ciclo de pedaleo por cuadrantes, se obtuvo aumentos significativos de la actividad neuromuscular al usar el sillín inestable en el cuadrante inferior, solo en la musculatura dominante, tanto para el recto abdominal ($p = 0,031$) como para los erectores espinales ($p = 0,008$). Esto ocurre mientras la extremidad inferior dominante se desplazaba por el cuadrante inferior. Probablemente esto se debió a

que el RA y el EE del lado dominante aumentan su participación en la estabilización del tronco al estar cargando el peso del hemicuerpo dominante sobre la superficie inestable, mientras se libera la extremidad inferior opuesta no dominante para poder desplazarse por el cuadrante superior.

En el cuadrante posterior se obtuvieron aumentos significativos de la actividad neuromuscular solo de los EE, tanto dominantes ($p = 0,008$) como no dominantes ($p = 0,008$), probablemente debido a que es necesario tener una mayor actividad de los músculos EE para mantener la espalda recta en el sillín inestable mientras se desplaza la extremidad inferior por el cuadrante posterior.

En el cuadrante superior, tanto los músculos EE dominantes ($p = 0,008$) y no dominantes ($p = 0,008$) como los RA dominantes ($p = 0,016$) y no dominantes ($p = 0,023$), presentaron aumentos significativos en su actividad neuromuscular al usar el sillín inestable. Este es el único de los cuadrantes en donde la totalidad de los músculos estabilizadores del tronco evaluados presentaron un aumento significativo de su actividad, que corresponde al momento del ciclo del pedaleo en donde se produce la flexión de cadera y la extremidad inferior se posiciona en el lugar más alto. Se podría concluir que este cuadrante sería el que requiere de la mayor participación conjunta de los músculos que cumplen la función estabilizadora de tronco.

El cuadrante anterior presentó un aumento significativo de la actividad eléctrica neuromuscular del RA solo del lado dominante ($p = 0,016$) y de los EE tanto dominante ($p = 0,008$) como no dominante ($p = 0,023$). En este cuadrante se produce el empuje sobre la resistencia del pedaleo, y si bien no todos los músculos evaluados presentan aumentos significativos se puede interpretar que es necesario una mayor participación de los músculos estabilizadores en este cuadrante.

Cabe destacar, que los músculos estabilizadores de tronco dominantes tuvieron una tendencia a presentar la mayoría de los aumentos significativos en comparación con el lado no dominante, esto puede haber ocurrido ya que el lado dominante es el encargado de compensar la actividad en contextos nuevos para el organismo, en los que se debe adaptar a una nueva exigencia como una superficie inestable.

5.4 Sistema musculoesquelético: EMG en músculos locomotores

Al evaluar la actividad del VL durante el ciclo completo de pedaleo se encontraron aumentos significativos de la actividad eléctrica neuromuscular solo en el VLND al usar la condición inestable versus la condición estable. Esto se podría deber a que el VL de la extremidad inferior no dominante, es menos utilizado tanto en la vida cotidiana como al hacer actividad física, y al verse enfrentado ante la exigencia que genera la condición inestable no fue capaz de adaptarse sin sufrir aumentos significativos en la actividad neuromuscular. Por su parte, el VLD no presentó aumentos significativos en la condición inestable probablemente debido a que la intensidad fijada no fue lo suficientemente alta.

Al separar el ciclo de pedaleo por cuadrantes, se pudo evidenciar diferencias significativas del VLD en el cuadrante inferior ($p = 0,039$) y en el cuadrante superior ($p = 0,016$), lo que indicaría que es necesario de una mayor actividad de este músculo en el momento que la extremidad inferior se desplaza por el cuadrante inferior y superior respectivamente, esto ya que es necesario mantener la misma cadencia mientras se usa el sillín inestable.

Dentro de las limitantes de esta investigación, cabe mencionar que la EMG a pesar de ser una técnica ampliamente usada, posee una alta variabilidad en sus

resultados intra e intersujeto (Araujo y cols., 2000). Si bien la localización de los electrodos está referenciada por investigaciones previas o según las recomendaciones de SENIAM, es probable que estén presentes los efectos del *cross-talk* ya mencionados (Cram & Kasman, 1998) (Reaz. et al, 2006). Además, es relevante destacar que en esta investigación se cuantificó la actividad de los músculos estabilizadores a través de la técnica de EMG, no contemplando las otras estructuras pasivas involucradas en la estabilidad, como son por ejemplo los elementos osteoarticulares y ligamentos (F.J. Vera-García et al., 2015).

6. CONCLUSIONES Y PROYECCIONES

A través de la presente investigación se concluye que el uso del sillín inestable aumenta el gasto energético pues genera un 16,66% más de consumo de oxígeno al ser comparado con el sillín estable y un aumento del área bajo la curva de la VE de un 13,63%; lo que corresponde a ventilar 6 litros más por cada minuto de ejercicio. También, genera un aumento significativo de un 11,04% más de la FC al usar el sillín inestable en comparación con el estable.

En relación con la actividad eléctrica neuromuscular se concluyó que existe un aumento significativo al utilizar un sillín inestable en comparación con el estable principalmente el cuadrante superior de pedaleo en los músculos RAD, EED, EEND y VLND del porcentaje de actividad en relación con el reposo.

Con los resultados expuestos, se podría considerar la utilización del sillín inestable como una herramienta útil para la elaboración de futuros planes de entrenamientos orientados a aumentar el gasto energético, con el propósito de aumentar la exigencia de la actividad física en cicloergómetros en el menor tiempo posible a una intensidad submáxima.

Sería interesante que futuras investigaciones aportaran evidencias complementarias de la utilización del sillín inestable versus el estable, centrando el análisis en aspectos biomecánicos. Como también, la evaluación de las variables ya cuantificadas en esta investigación, con la variación de realizarlo a diferentes intensidades de pedaleo.

REFERENCIAS

- Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, C. M., & Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: a review. *Medical and biological engineering and computing*, 44(12), 1031-1051.
- Ahmaidi, S., Hardy, J., Varray, A., Collomp, K., Mercier, J., & Prefaut, C. (1993). Respiratory gas exchange indices used to detect the blood lactate accumulation threshold during an incremental exercise test in young athletes. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 66(1), 31-36.
- Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, F. A., Shannon, D. C., Berger, A. C., & Cohen, R. J. (1981). Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. *science*, 213(4504), 220-222.
- American journal of physiology-heart and circulatory physiology*, 271(1), H244H252.
- Anderson, K., & Behm, D. (2005). Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Canadian journal of applied physiology*, 30(1), 33-45.
- Araujo, R. C., Duarte, M., & Amadio, A. C. (2000). On the inter-and intra-subject variability of the electromyographic signal in isometric contractions. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 40(4), 225-230.
- Arós. F., Boraita, A., Alegría, E., Alonso, Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en pruebas de esfuerzo. *Revista Española de Cardiología*. 53: 1063-1094.
- Atkins, S. J., Bentley, I., Brooks, D., Burrows, M. P., Hurst, H. T., & Sinclair, J. K. (2015). Electromyographic response of global abdominal stabilizers in response to stable-and unstable-base isometric exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1609-1615.
- Atkins, S., Bentley, I., Brooks, D., Burrows, M., Hurst, H., & Sinclair, J. (2015). Electromyographic response of global abdominal stabilizers in response to stableand unstable-base isometric exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(6), 1609-1615.
- Bailón R, Laguna P, Mainardi L, Sörnmo L. Analysis of heart rate variability using time-varying frequency bands based on respiratory frequency. 29th Annual

International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007; 6674–6677.

Balady, G., Arena, R., Sietsema, K., Myers, J., Coke, L., Fletcher, G. F., ... & Keteyian, S. (2010). Clinician's guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*, 122(2), 191225. <https://doi.org/10.1161/CIR.0b013e3181e52e69>.

Behm, D., & Anderson, K. (2006). The role of instability with resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 716 - 722.

Behm, D., & Colado, J. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 7(2), 226.

Behm, D., Anderson, K., & Curnew, R. (2002). Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 416-422.

Behm, D., Leonard, A., Young, W., Bonsey, W., & MacKinnon, S. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res*, 19(1), 193-201.

Camm, A. J., Malik, M., Bigger, J. T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R. J., ... & Lombardi, F. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology.

Cerutti, S., Mainardi, L. T., & Bianchi, A. M. (2002). Time-frequency and time-varying analysis for assessing the dynamic responses of cardiovascular control. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 30(1-3).

Cherniack, N. S., Ernsberger, P., Mitra, J., & Haxhiu, M. A. (2003). The role of central medulla in hypoxic respiratory depression and sympathetic excitation. In C. O. Trouth, R. M. Mills, H. F. Kiwull-Scöne, M. E. Schlafake (Eds.), *Ventral brainstem mechanisms and control of respiration and blood pressure*.

Cho, M., & Jeon, H. (2013). The effects of bridge exercise on an unstable base of support on lumbar stability and the thickness of the transversus abdominis. *Journal of physical therapy science*, 25(6), 733-736.

- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics*, 24(4), 327-340.
- Cissik, J. (2002). Programming abdominal training, Part I. *Strength & Conditioning Journal*, 24(2), 9-12.
- Constable, R. Thornhill, R. (1993). Using the discrete wavelet transform for time frequency analysis of the surface EMG signal. *Biomed Sci Instrum.* 29, 121-127.
- Coote JH, Hilton SM, Perez-Gonzalez JF. The reflex nature of the pressor response to muscular exercise. *J Physiol.* 1971; 215 (3): 789-804.
- Cram, J. R. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Aspen publishers.
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M., & Danneels, L. A. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 333-342.
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P. B., Burnett, A. F., Straker, L. M., & Danneels, L. A. De Blaiser, C., De Ridder, R., Willems, T., Danneels, L., Vanden Bossche, L., Palmans, T., & Roosen, P. (2018). Evaluating abdominal core muscle fatigue: Assessment of the validity and reliability of the prone bridging test. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(2), 391-399.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Erdem, E. U., & Akbaş, E. (2019). Postural differences between professional soccer players and sedentary population. *Science & Sports*.
- Garcia, M. C., & Vieira, T. M. M. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista andaluza de medicina del deporte*, 4(1), 17-28.
- Goldstein, I., Lurie, A. L., & Lubisich, J. P. (2007). Bicycle riding, perineal trauma, and erectile dysfunction: data and solutions. *Current urology reports*, 8(6), 491-497.
- Guyenet, P. G. (2011). Regulation of breathing and autonomic outflows by chemoreceptors. *Comprehensive Physiology*, 4(4), 1511-1562.
- Habedank, D., Reindl, I., Vietzke, G., Bauer, U., Sperfeld, A., Gläser, S., ... & Kleber, F. X. (1998). Ventilatory efficiency and exercise tolerance in 101 healthy volunteers.

European journal of applied physiology and occupational physiology, 77(5), 421-426.

Hermens H. J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G. (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures Journal of Electromyography and Kinesiology Volume 10, Issue 5, October 2000, Pages 361-374

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and Kinesiology, 10(5), 361-374.

Hernando, D., Garatachea, N., Almeida, R., Casajús, J. A., & Bailón, R. (2018). Validation of heart rate monitor Polar RS800 for heart rate variability analysis during exercise. The Journal of Strength & Conditioning Research, 32(3), 716-725.

Hottenrott K, Hoos O, Esperer H. Heart rate variability and physical exercise. Current status. Herz. 2006; 31(6):544–552.

Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. Journal of orthopaedic & sports physical therapy, 40(6), 369-375.

Khan MH, Sinoway LI. Muscle reflex control of sympathetic nerve activity in heart failure: the role of physical conditioning. Heart Fail Rev. 2000; 5 (1): 87-100

Kniffki KD, Mense S, Schmidt RF. Muscle receptors with fine afferent fibers which may evoke circulatory reflexes. Circ Res. 1981; 48 (6 pt 2): 15-31.

Ley de Convivencia Vial N° 21.008. Diario Oficial de la República de Chile, Santiago, Chile, jueves 10 de mayo de 2018.

López, J., & Lucía, A. (2006). Transición aeróbica-anaeróbica: concepto, bases fisiológicas y aplicaciones. Fisiología del ejercicio (3ed). Madrid: Panamericana. P.429.

Lowe, B. D., Schrader, S. M., & Breitenstein, M. J. (2004). Effect of bicycle saddle designs on the pressure to the perineum of the bicyclist. Medicine & Science in Sports & Exercise, 36(6), 1055-1062.

- Mark AL, Victor RG, Nerhed C, Wallin BG. Microneurographic studies of the mechanisms of the sympathetic nerve response to static exercise in humans. *Circ Res.* 1985; 57 (3): 461-469
- Marshall, P., & Murphy, B. (2006). Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss ball bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(4), 745-750.
- Mirana, C., Ibacache, P., Opazo, E., Rojas, J., & Cano, M. (2018). Uso de la cinética del consumo de oxígeno para la evaluación de la capacidad cardiorrespiratoria en pacientes con obesidad. *Revista médica de Chile*, 146(1), 15-21.
- Nascimento, V., Torres, R., Beltrão, N., dos Santos, P., Pirauá, A., de Oliveira, V. & de Araújo, R. (2017). Shoulder muscle activation levels during exercises with axial and rotational load on stable and unstable surfaces. *Journal of applied biomechanics*, 33(2), 118-123.
- Nattie, E., & Li, A. (2011). Central chemoreceptors: locations and functions. *Comprehensive Physiology*, 2(1), 221-254.
- Ohashi S1, Izumizaki M, Atsumi T, Homma I. CO2 homeostasis is maintained in conscious humans by regulation of tidal volume, but not of respiratory rhythm. *Respir Physiol Neurobiol.* 2013 Apr 1;186(2):155-63
- Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. *World Health Organ Tech Rep Ser.* 1995; 854(1):451-452.
- Podraza, J. T., & White, S. C. (2010). Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *The Knee*, 17(4), 291-295.
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8(1), 11-35.
- Reinhard, U., Müller, P., & Schmölling, R. (1979). Determination of anaerobic threshold by the ventilation equivalent in normal individuals. *Respiration*, 38(1), 3642.

Ríos Flores, R. A., Taddia, A. P., Pardo, C., & Lleras, N. (2015). Ciclo-inclusión en América Latina y el Caribe: Guía para impulsar el uso de la bicicleta.

Robergs, R. A., Dwyer, D., & Astorino, T. (2010). Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports Medicine*, 40(2), 95-111.

Sacha J. Interaction between heart rate and heart rate variability. *Ann Noninvasive Electrocardiol*. 2014; 168(4):4257-4259.

Segizbaeva M.O., Aleksandrova N.P. 2009. Effect of oxygen breathing on inspiratory muscle fatigue during resistive load in cycling men. *Journal of Physiology and Pharmacology*; 60: 111-115.

Sun, X. G., Hansen, J. E., Garatachea, N., Storer, T. W., & Wasserman, K. (2002). Ventilatory efficiency during exercise in healthy subjects. *American journal of respiratory and critical care medicine*, 166(11), 1443-1448.

Sylow, L.; Richter, E.S. (2019) Current advances in our understanding of exercise as medicine in metabolic disease. *Curr. Opin. Physiol*.

Tulppo, M. P., Makikallio, T. H., Takala, T. E., Seppanen, T. H. H. V., & Huikuri, H. V. (1996). Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., JuanRecio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85.

Von Tscherner, V. (2002). Time–frequency and principal-component methods for the analysis of EMGs recorded during a mildly fatiguing exercise on a cycle ergometer. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(6), 479-492.

Wahl, M., & Behm, D. (2008). Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1360-1370.

Wasserman, K., Whipp, B., Koysl, S., & Beaver, W. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of applied physiology*, 35(2), 236-243.

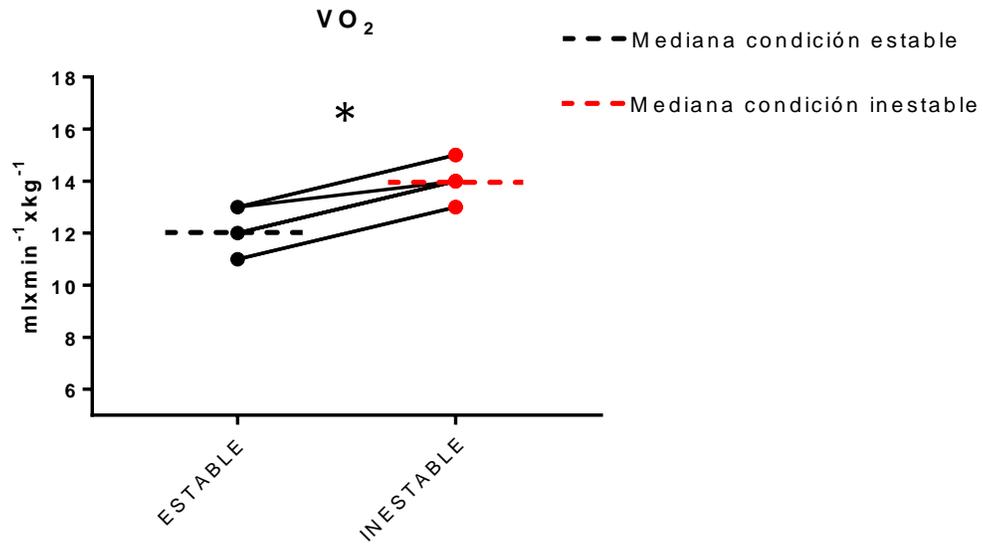
Weaver, H., Vichas, D., Strutton, P. H., & Sorinola, I. (2012). The effect of an exercise ball on trunk muscle responses to rapid limb movement. *Gait & posture*, 35(1), 70-77.

Zauner, C. W., Notelovitz, M., Fields, C. D., Clair, K. M., Clair, W. J., & Vogel, R. B. (1984). Cardiorespiratory efficiency at submaximal work in young and middle-aged women. *American journal of obstetrics and gynecology*, 150(6), 712-715.

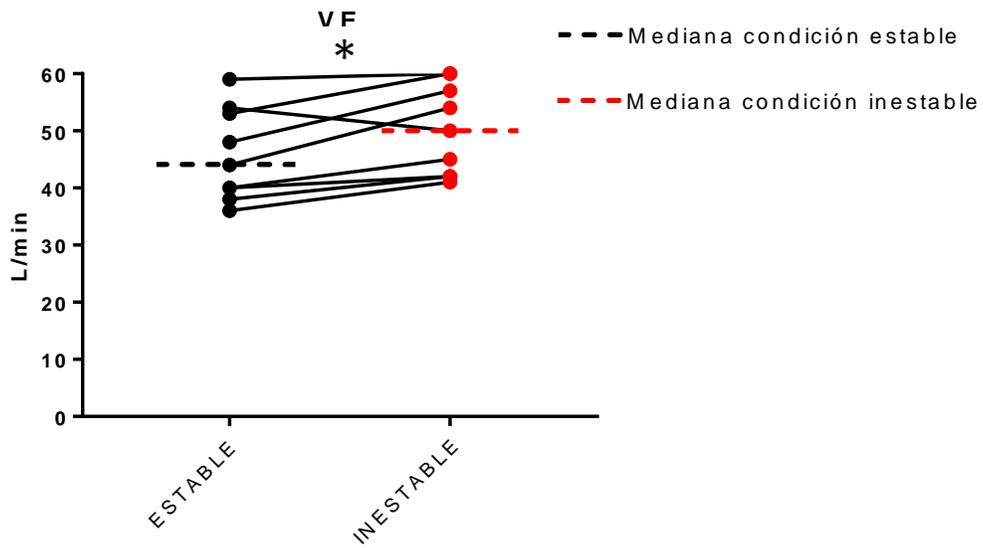
Zemkova, E., Jelen, M., Radman, I., Svilar, L., & Hamar, D. (2017). The effect of stable and unstable lifting conditions on muscle power and fatigue rate during resistance exercises. *MED SPORT*, 69, 000-000. DOI: 10.23736/S0025-7826.17.03026-5.

Zhou, S., & Weston, S. (1997). Reliability of using the D-max method to define physiological responses to incremental exercise testing. *Physiological measurement*, 18(2), 145 – 154

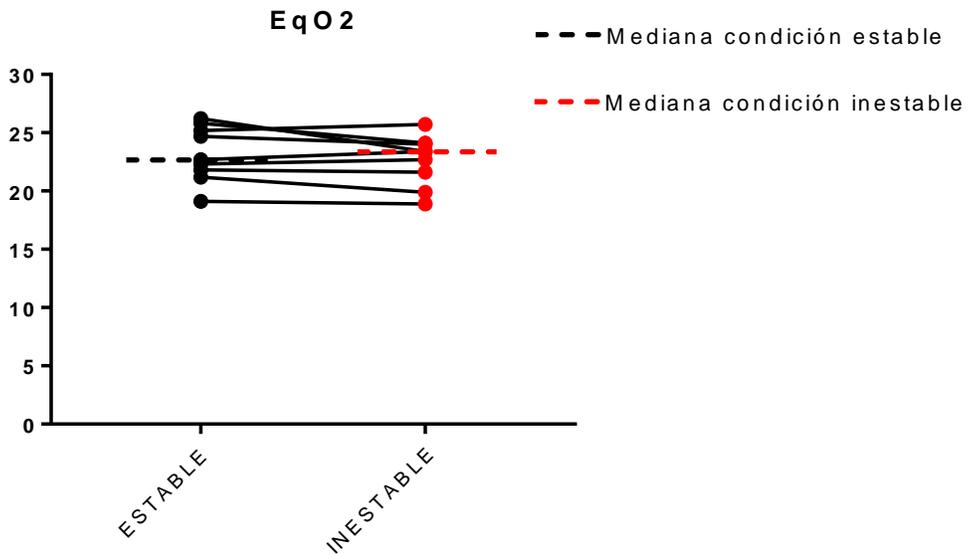
ANEXOS



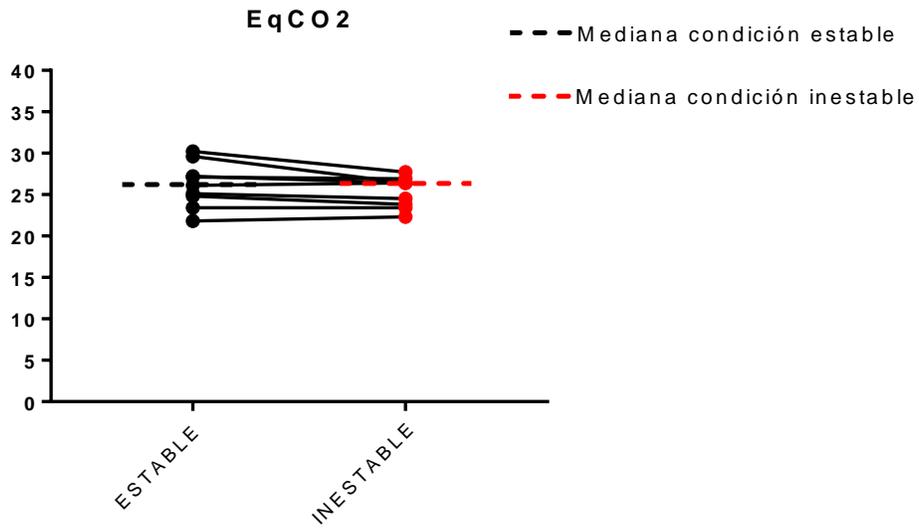
Anexo 8. Diferencias del VO_2 utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



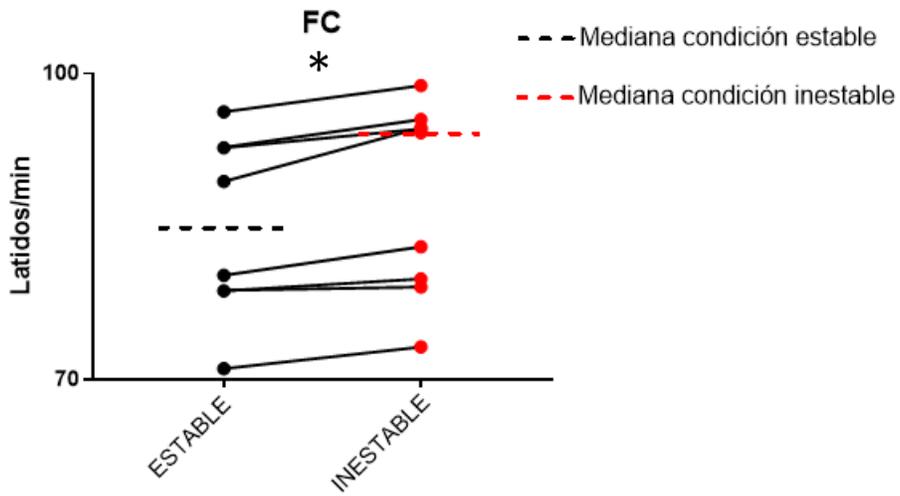
Anexo 9. Diferencias del VE utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



Anexo 10. Diferencias del EqO₂ utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.

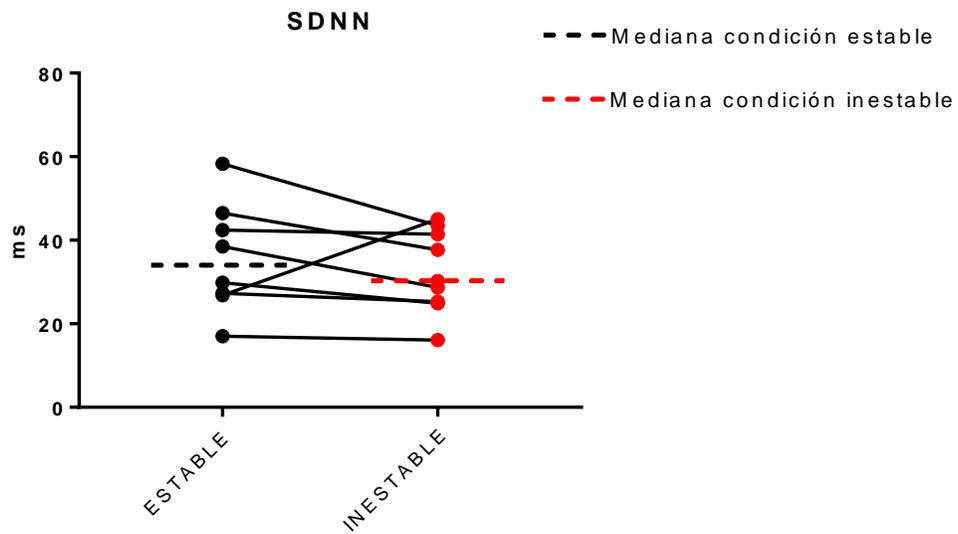


Anexo 11. Diferencias del EqCO₂ utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=9; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.

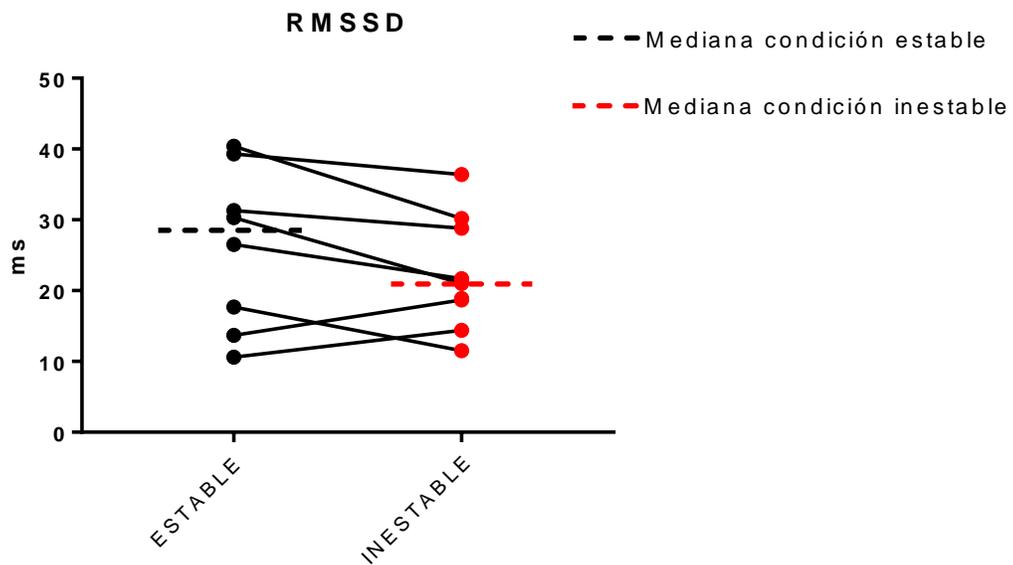


Anexo 12. Diferencias de la FC utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=9; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.

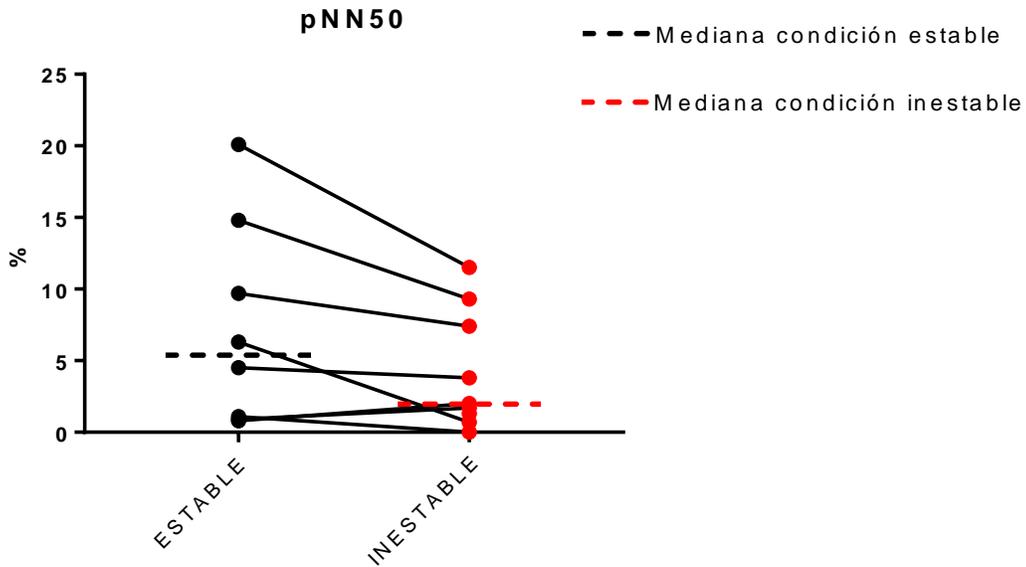
Anexo 12. Diferencias en la frecuencia cardíaca utilizando el sillín estable e inestable. Se detectó diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



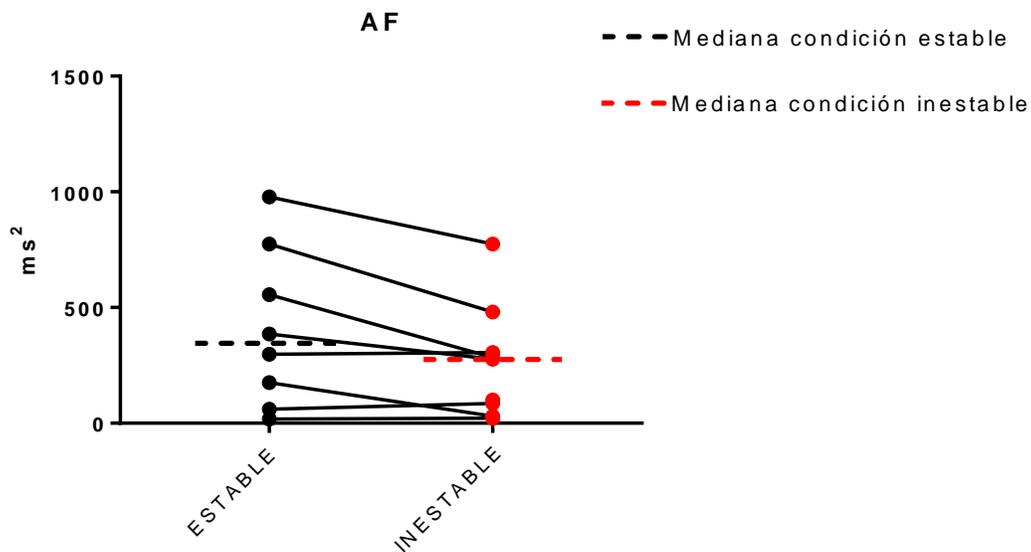
Anexo 13. Diferencias del SDNN utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



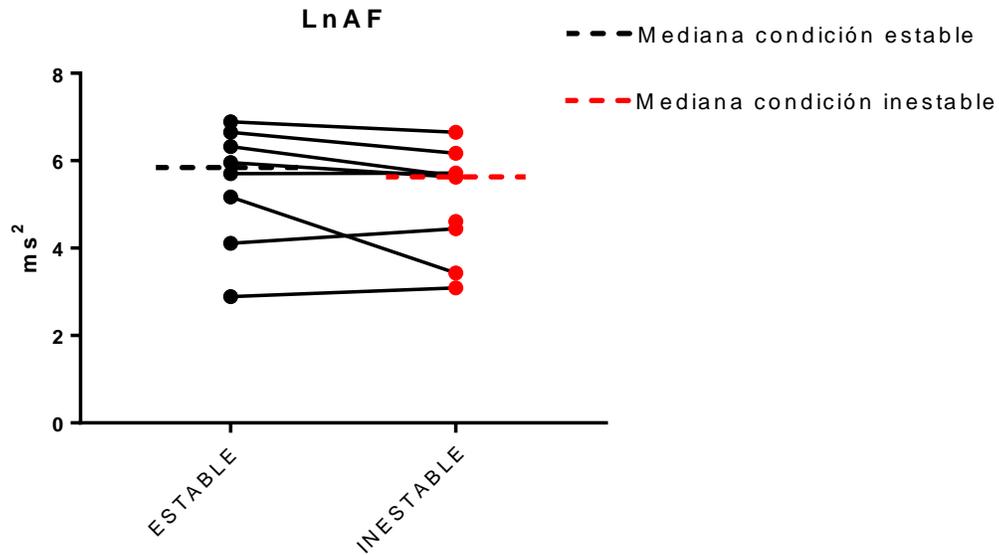
Anexo 14. Diferencias del RMSSD utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=9; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



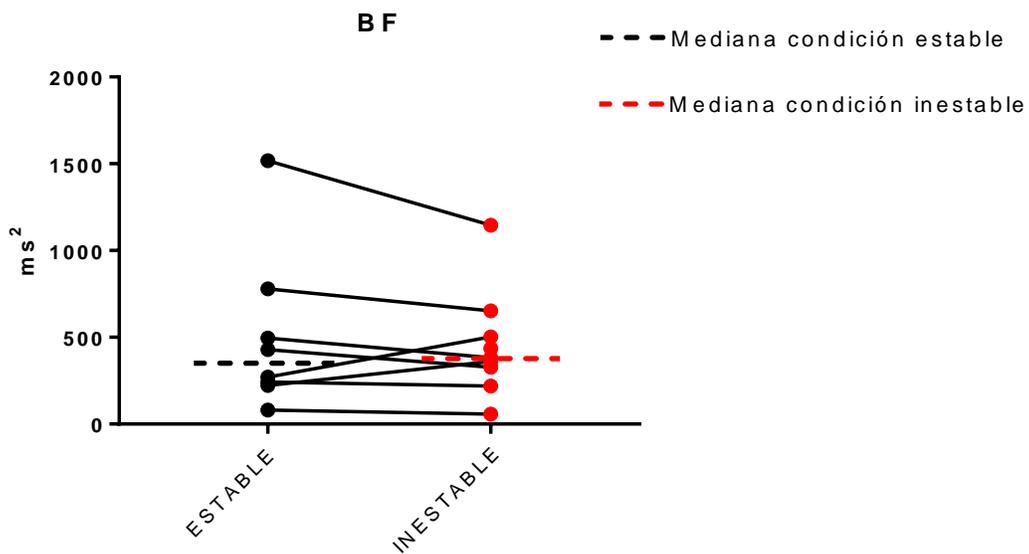
Anexo 15. Diferencias del pNN50 utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=9; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



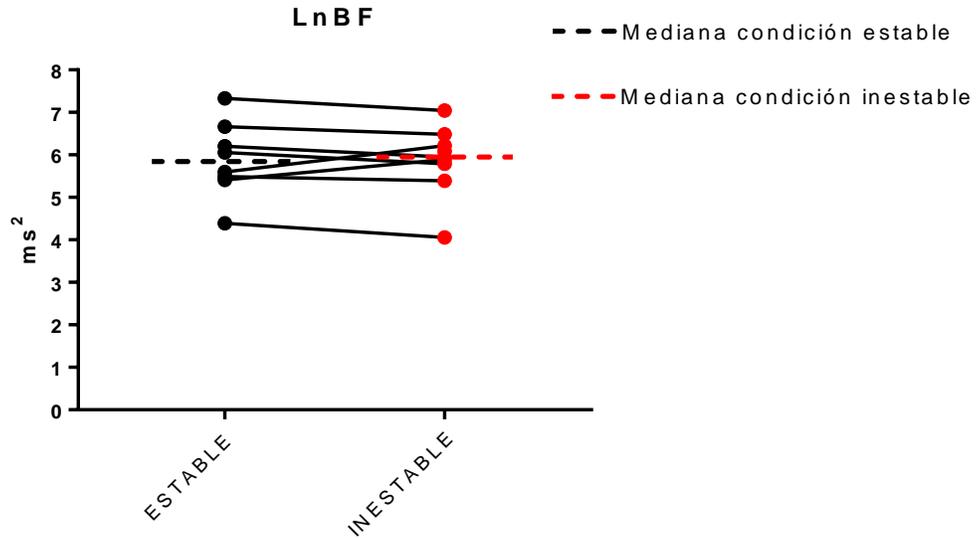
Anexo 16. Diferencias del componente de AF utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



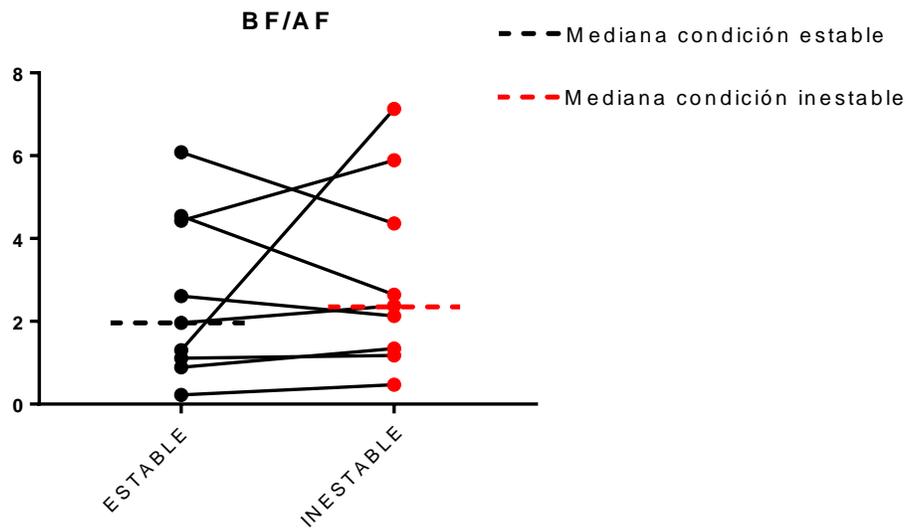
Anexo 17. Diferencias del logaritmo natural del componente de AF utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



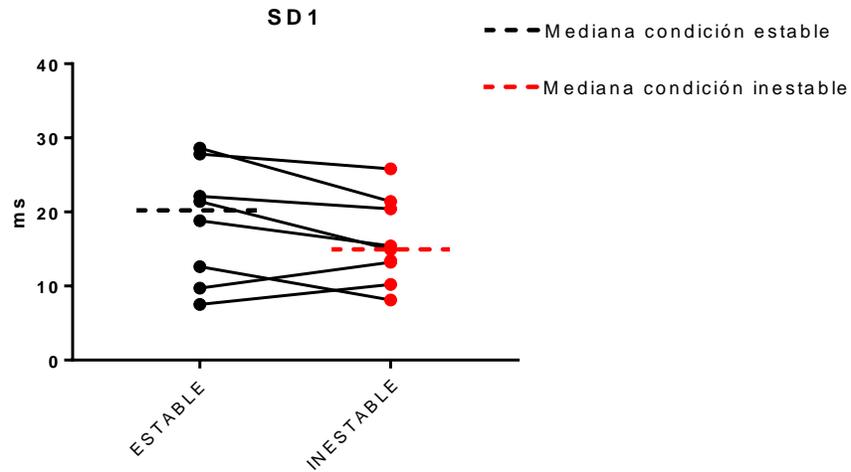
Anexo 18. Diferencias del componente de BF utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



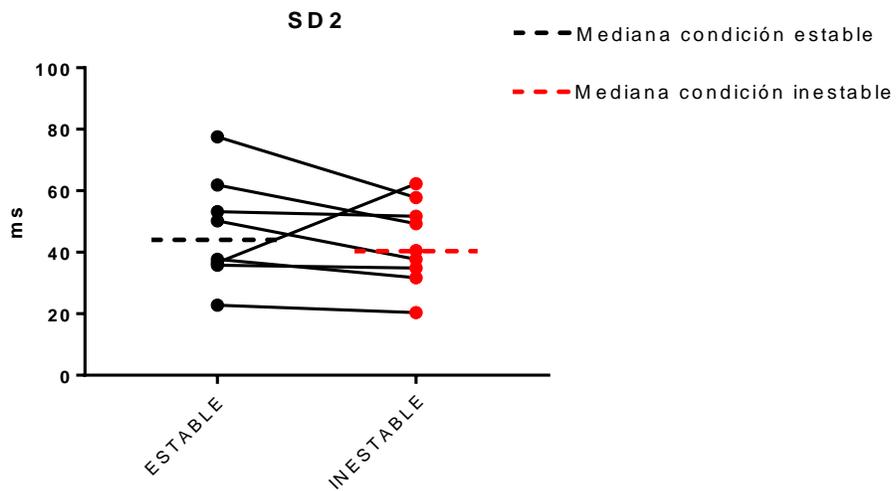
Anexo 19. Diferencias del logaritmo natural del componente de BF utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



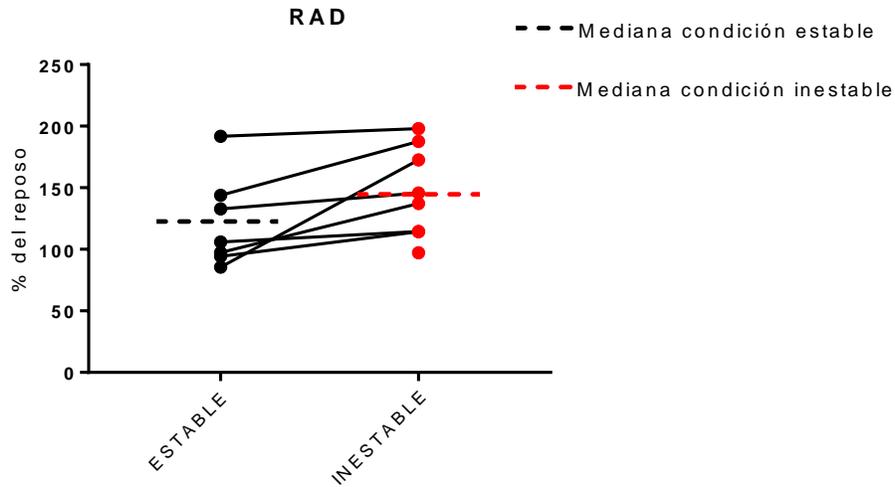
Anexo 20. Diferencias de la relación BF/AF utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



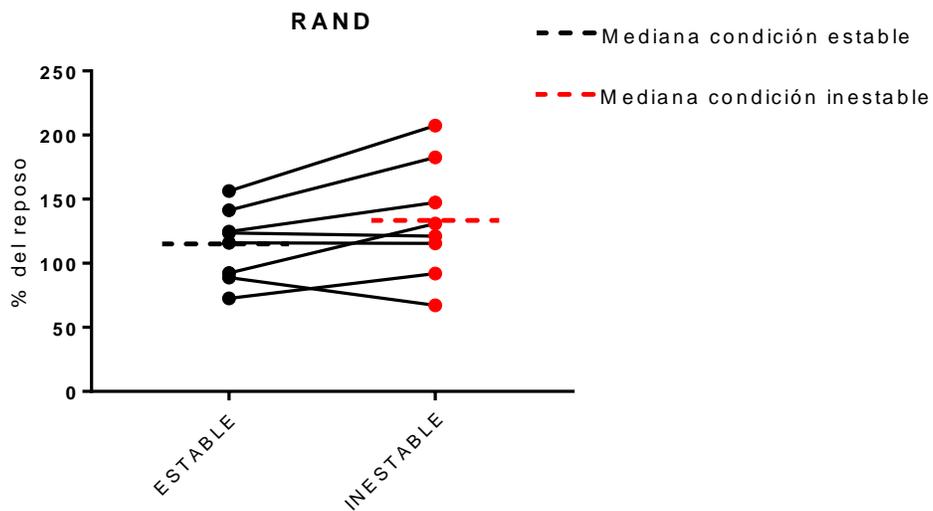
Anexo 21. Diferencias del SD1 utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=9$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



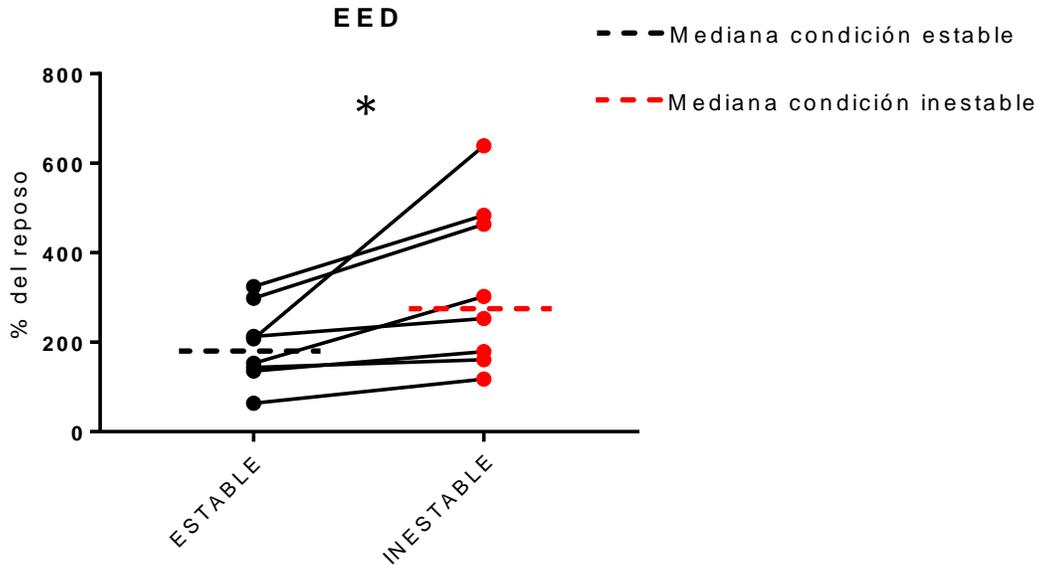
Anexo 22. Diferencias del SD2 utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=9; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



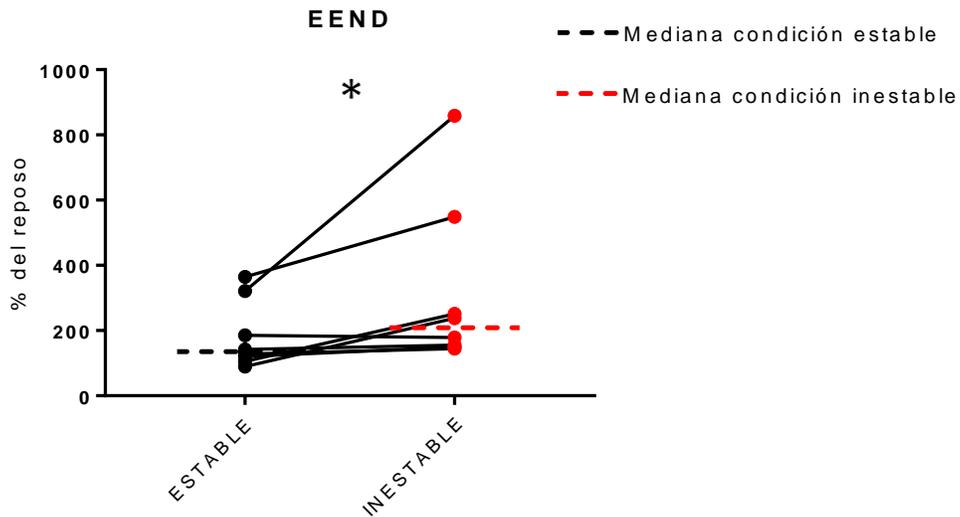
Anexo 23. Diferencias del % de la actividad neuromuscular en relación al reposo en el RAD en el ciclo completo de pedaleo, utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=7; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



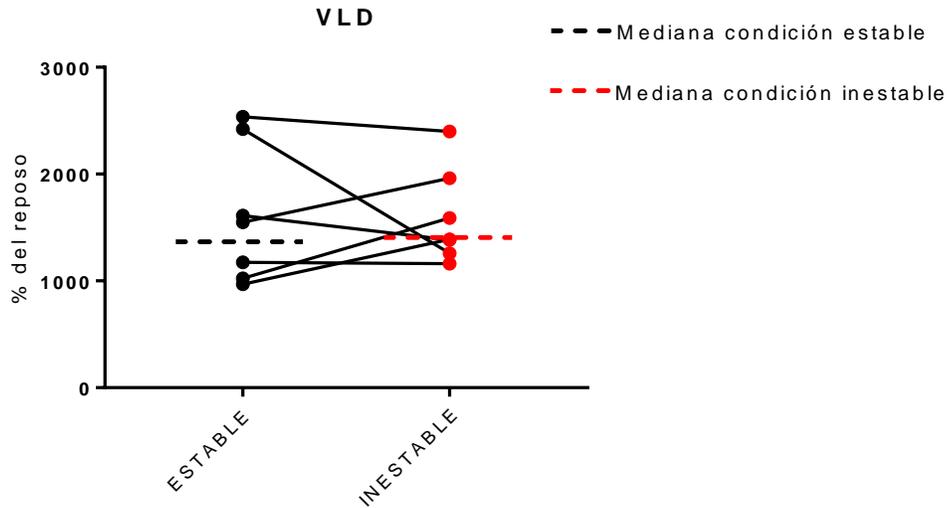
Anexo 24. Diferencias del % de la actividad neuromuscular en relación al reposo en el RAND en el ciclo completo de pedaleo, utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



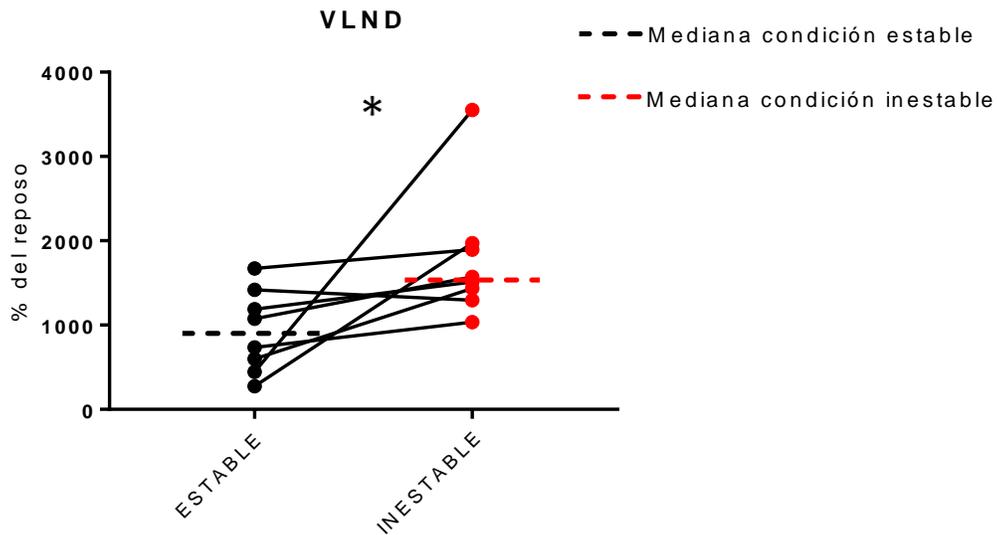
Anexo 25. Diferencias del % de la actividad neuromuscular en relación al reposo en el EED en el ciclo completo de pedaleo, utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



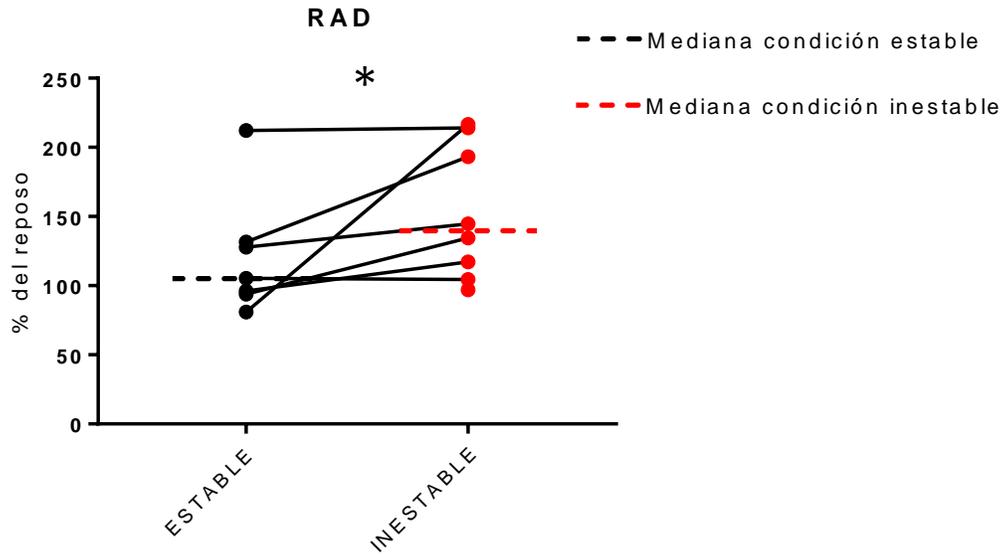
Anexo 26. Diferencias del % de la actividad neuromuscular en relación al reposo en el EEND en el ciclo completo de pedaleo, utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



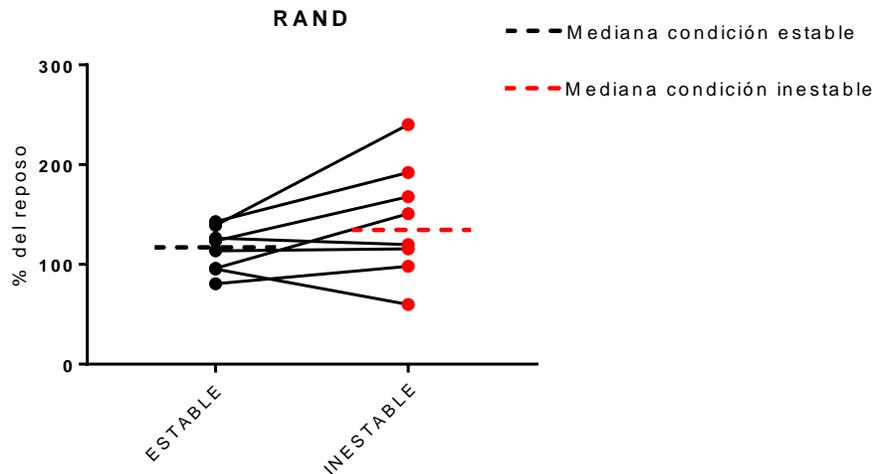
Anexo 27. Diferencias del % de la actividad neuromuscular en relación al reposo en el VLD en el ciclo completo de pedaleo, utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=7$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



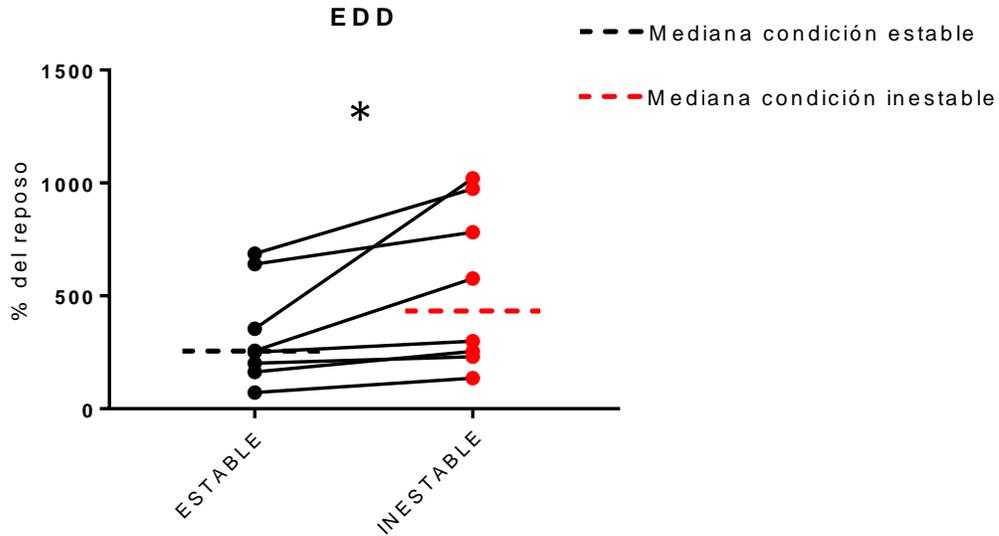
Anexo 28. Diferencias del % de la actividad neuromuscular en relación con el reposo en el VLND en el ciclo completo de pedaleo, utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



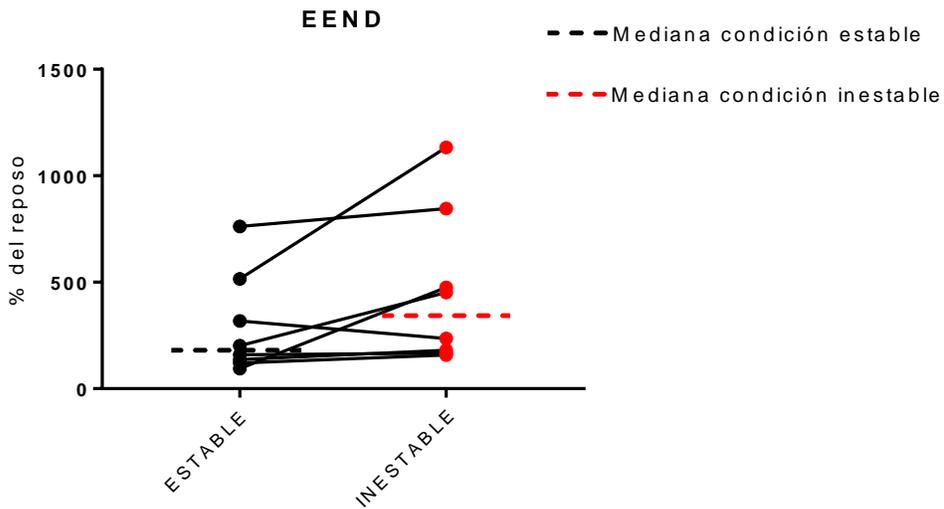
Anexo 29. Diferencias del RAD en el cuadrante inferior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=7$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



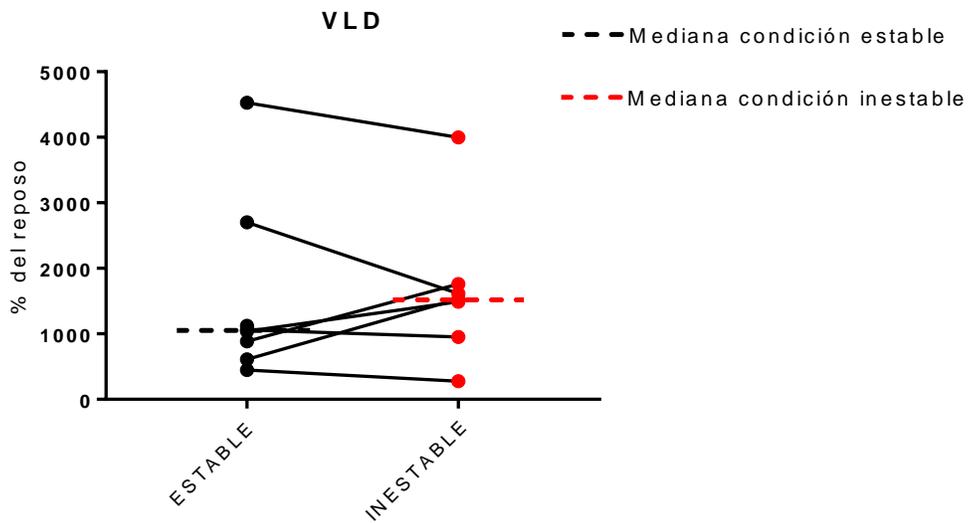
Anexo 30. Diferencias del RAND en el cuadrante inferior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



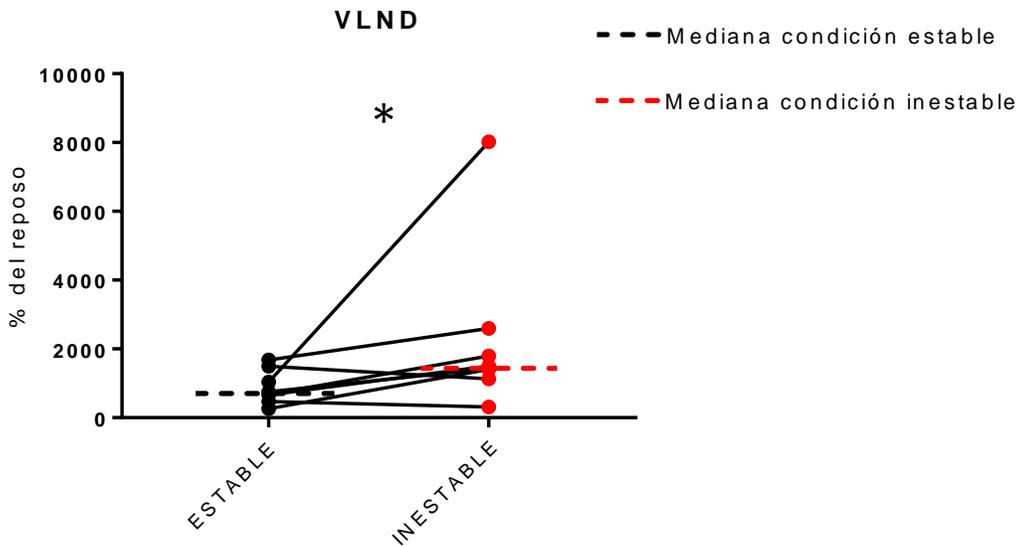
Anexo 31. Diferencias del EED en el cuadrante inferior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



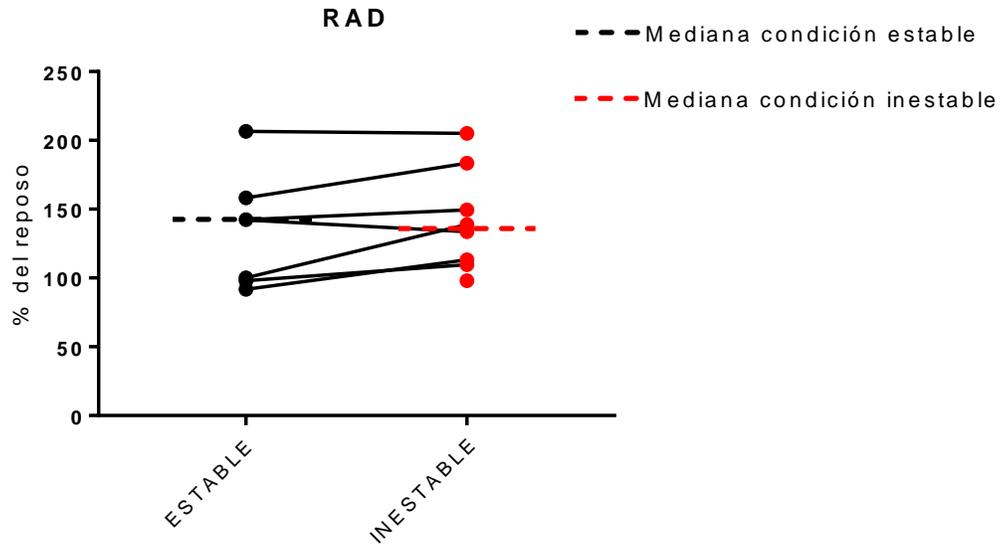
Anexo 32. Diferencias del EEND en el cuadrante inferior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



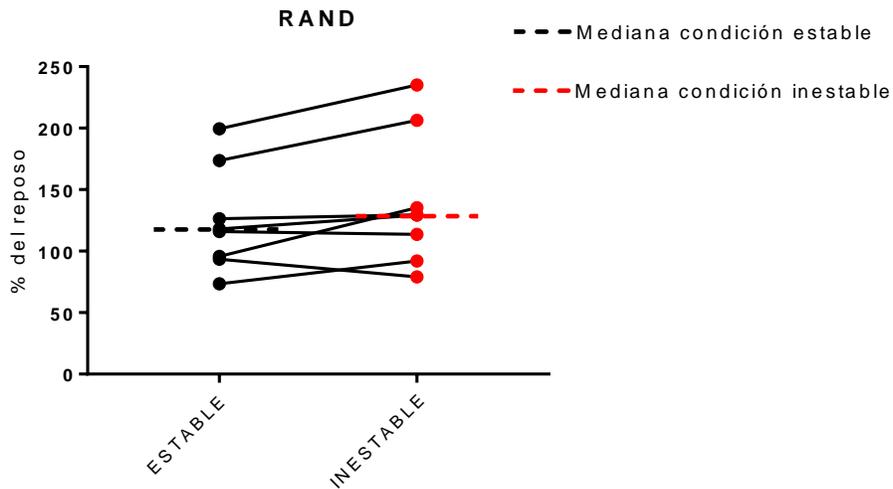
Anexo 33. Diferencias del VLD en el cuadrante inferior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=7; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



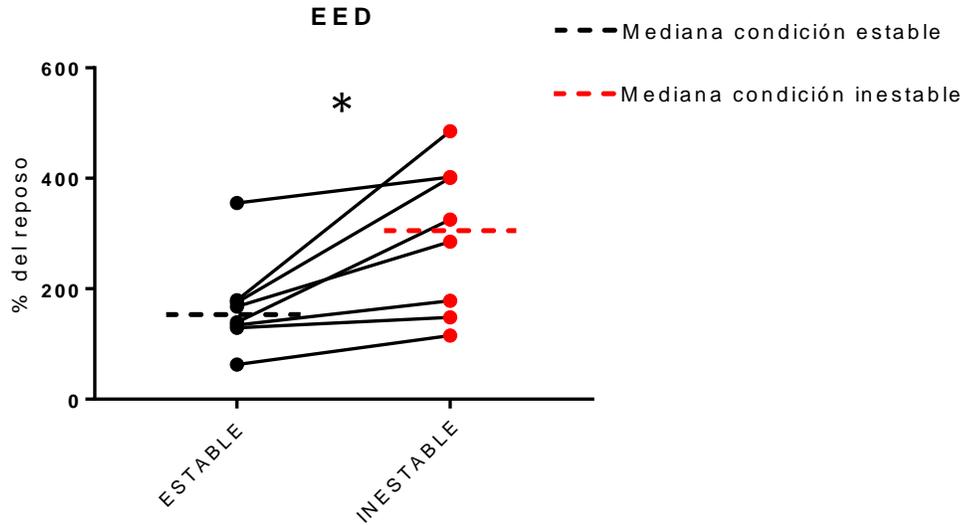
Anexo 34. Diferencias del VLND en el cuadrante inferior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



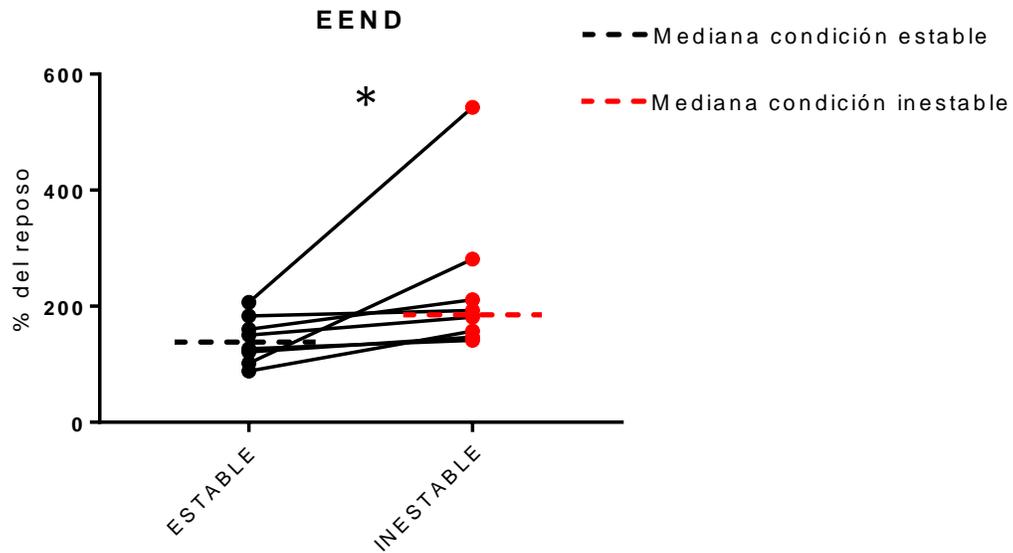
Anexo 35. Diferencias del RAD en el cuadrante posterior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=7$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



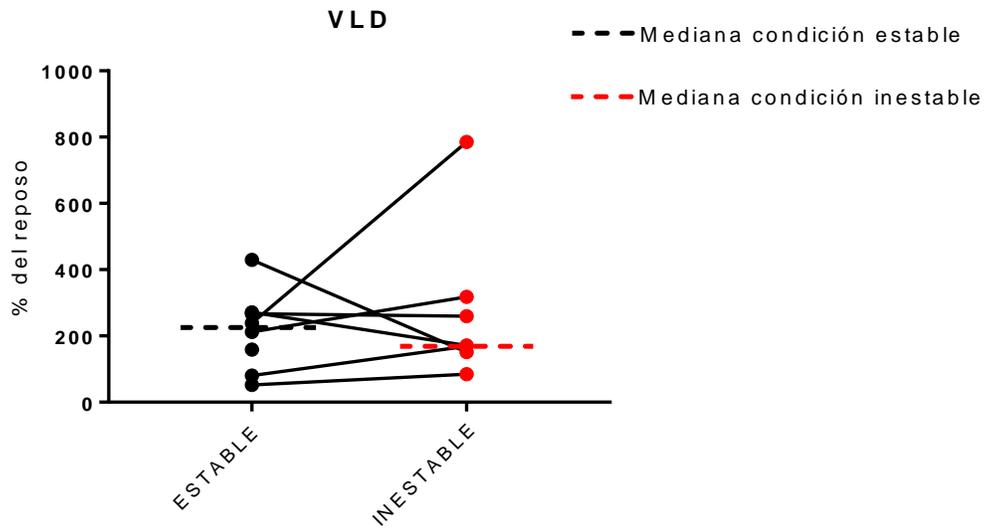
Anexo 36. Diferencias del RAND en el cuadrante posterior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



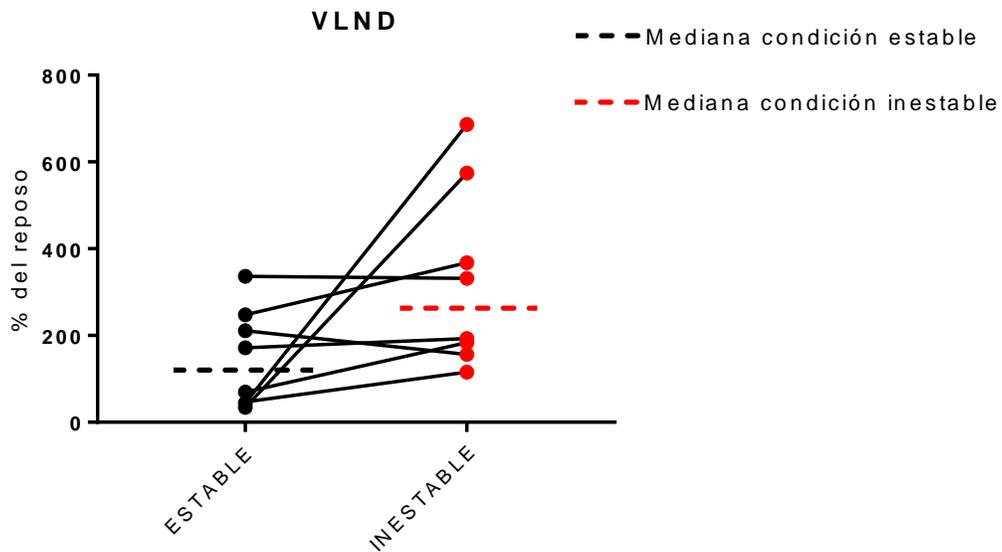
Anexo 37. Diferencias del EE en el cuadrante posterior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



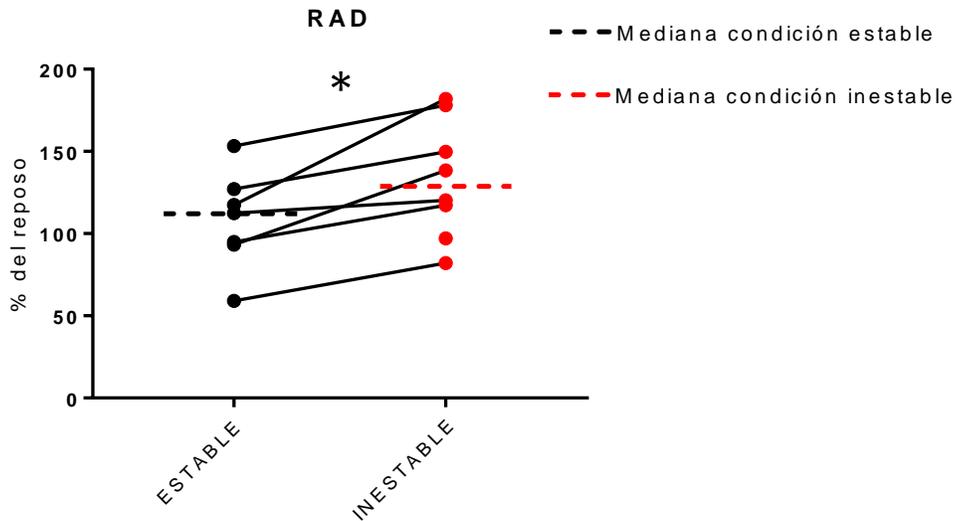
Anexo 38. Diferencias del EEND en el cuadrante posterior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



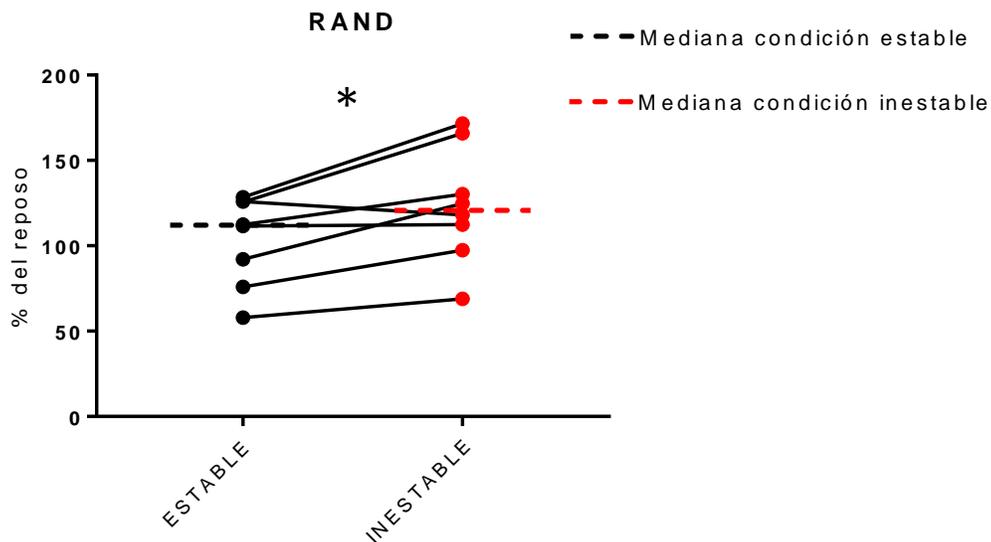
Anexo 39. Diferencias del VLD en el cuadrante posterior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=7$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



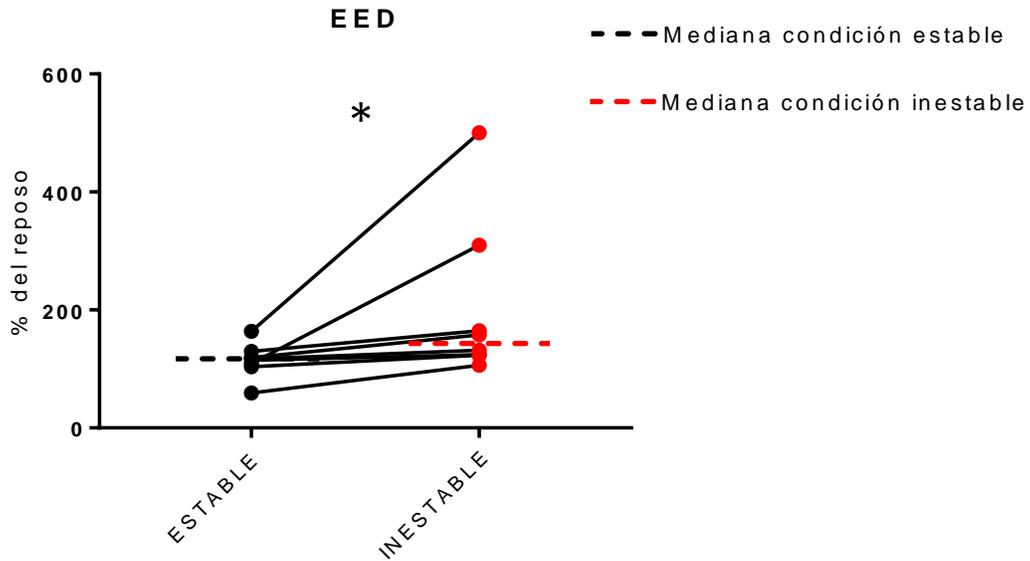
Anexo 40. Diferencias del VLND en el cuadrante posterior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



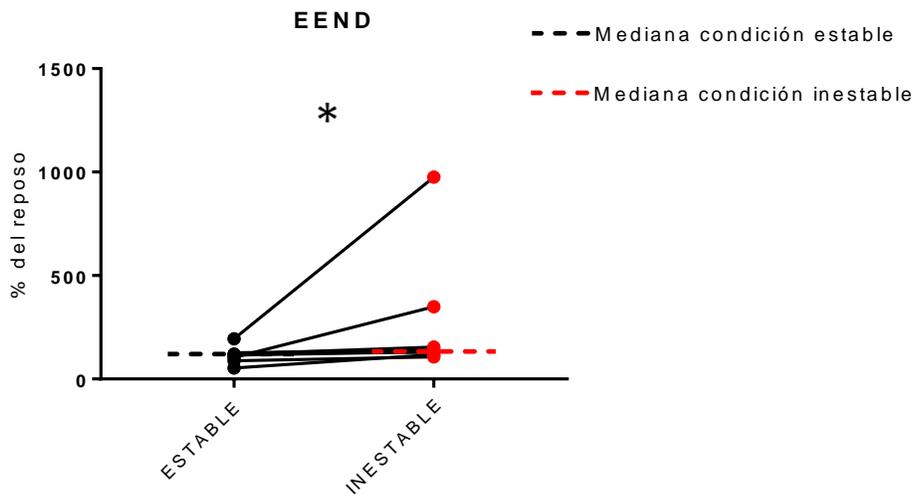
Anexo 41. Diferencias del RAD en el cuadrante superior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=7; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



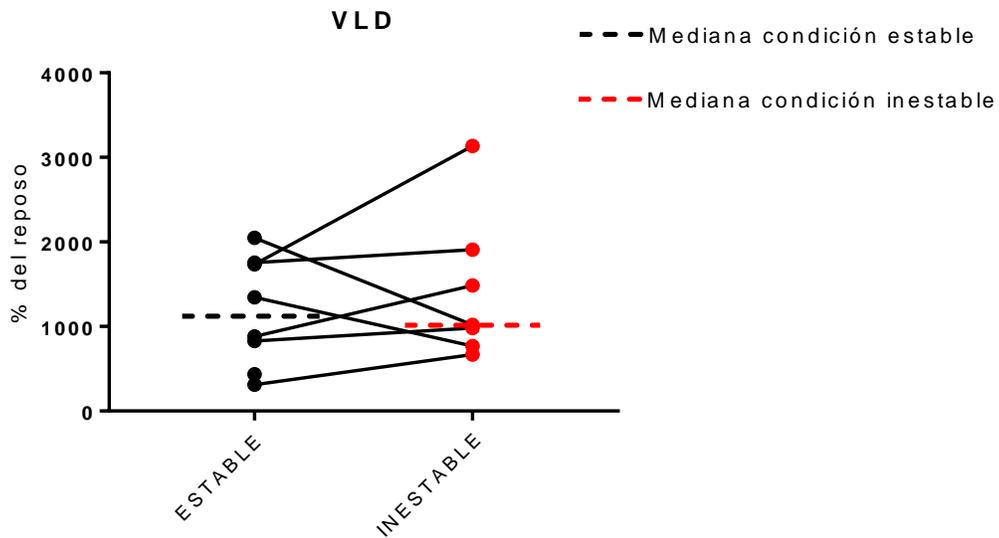
Anexo 42. Diferencias del RAND en el cuadrante superior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



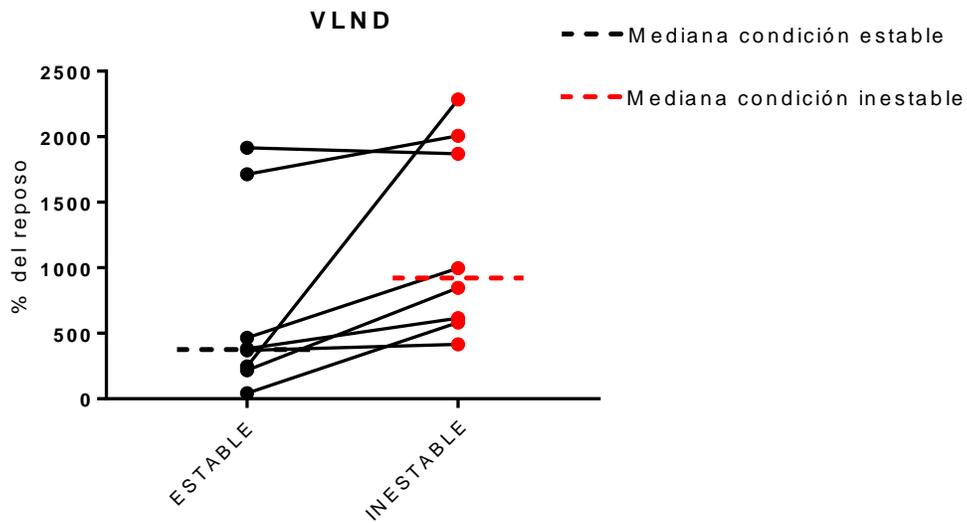
Anexo 43. Diferencias del EED en el cuadrante superior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



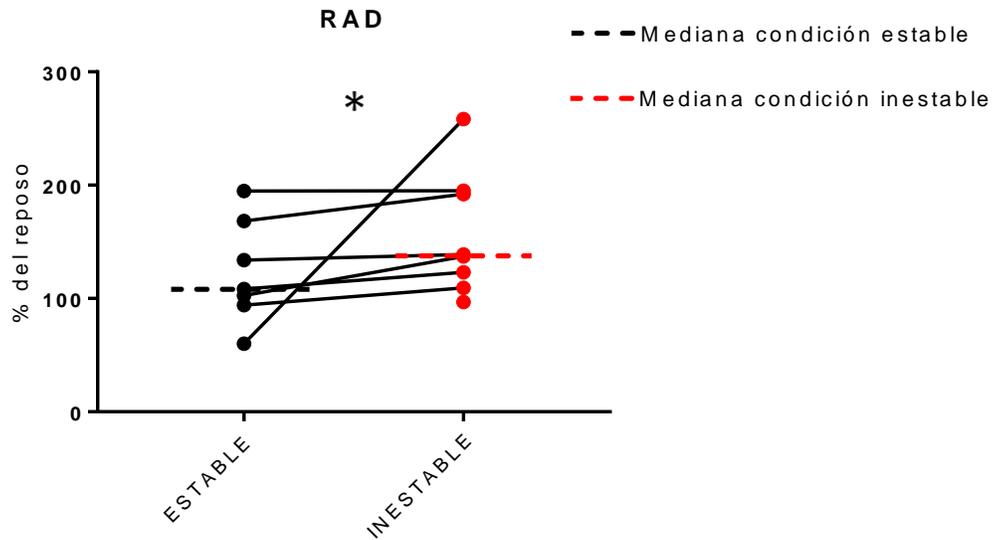
Anexo 44. Diferencias del EEND en el cuadrante superior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



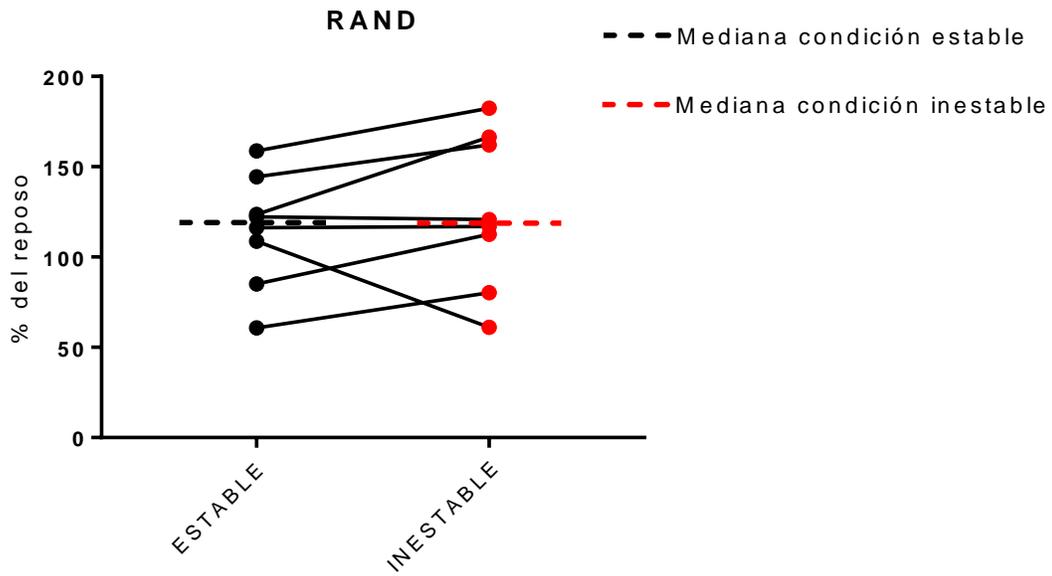
Anexo 45. Diferencias del VLND en el cuadrante superior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=7$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



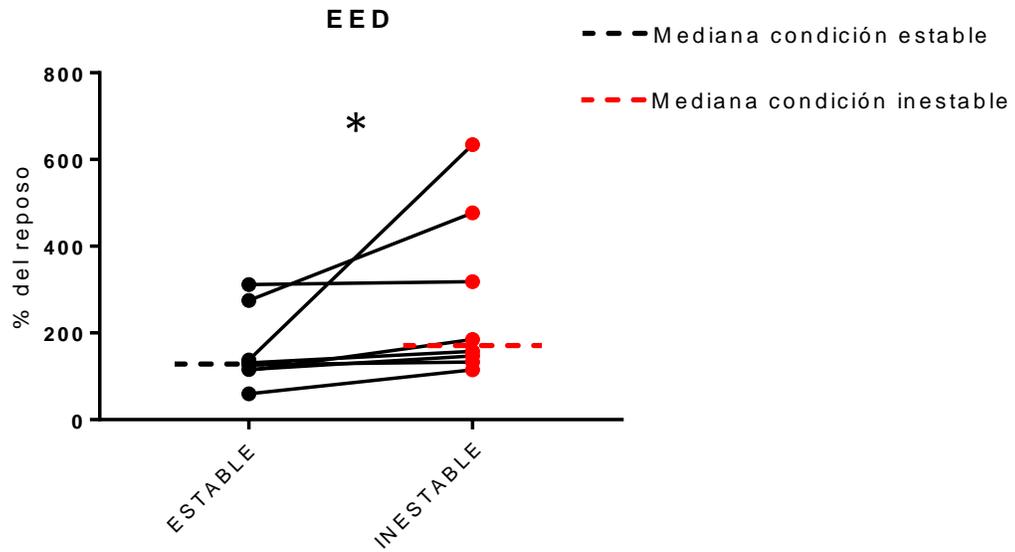
Anexo 46. Diferencias del VLND en el cuadrante superior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



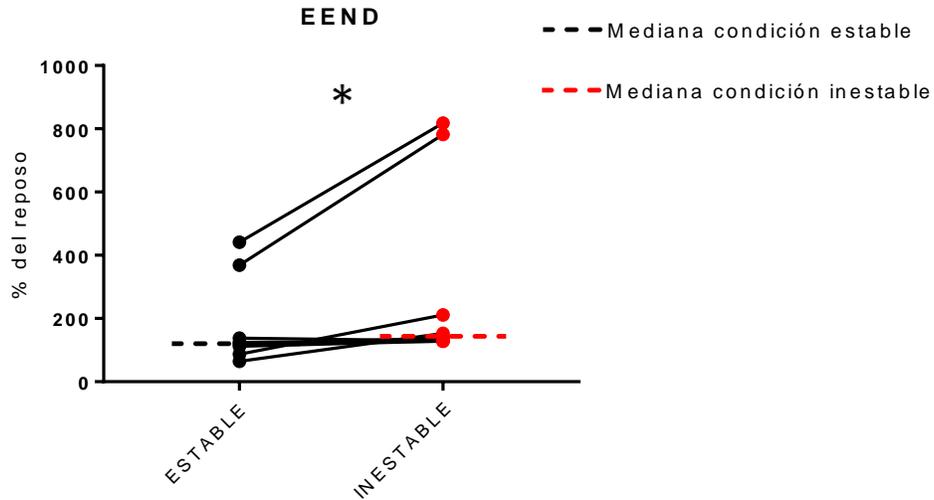
Anexo 47. Diferencias del RAD en el cuadrante anterior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=7; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



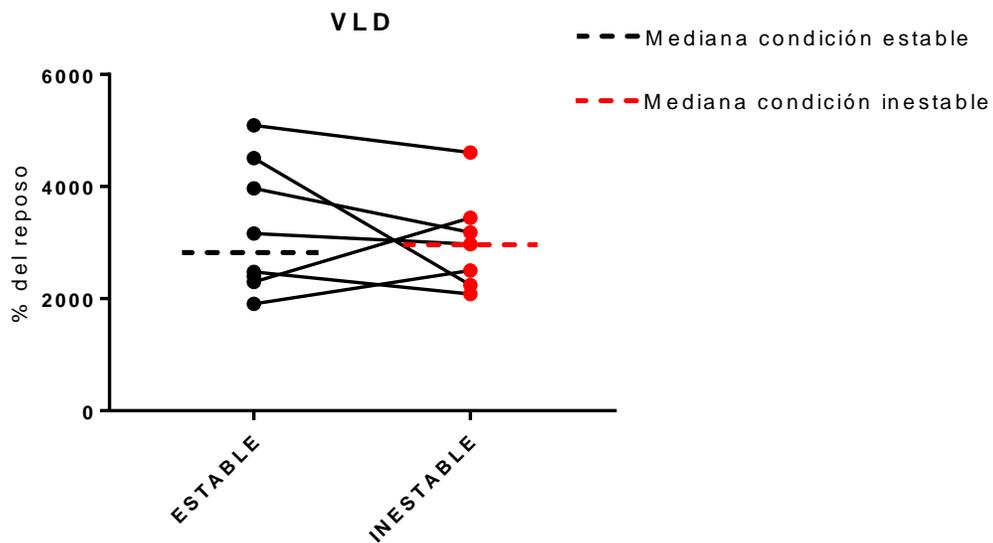
Anexo 48. Diferencias del RAND en el cuadrante anterior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



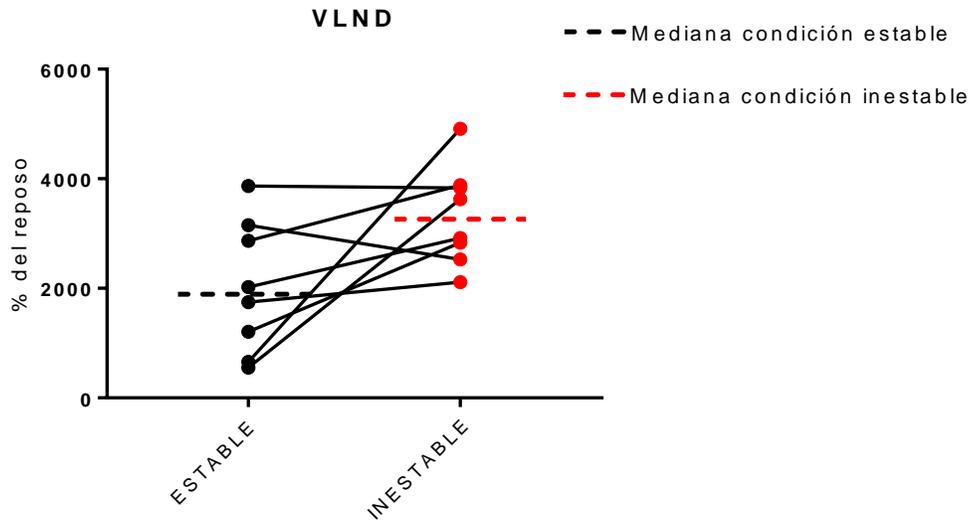
Anexo 49. Diferencias del EED en el cuadrante anterior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



Anexo 50. Diferencias del EED en el cuadrante anterior utilizando el sillín estable e inestable. Se detectaron diferencias significativas. n=8; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



Anexo 51. Diferencias del VLD en el cuadrante anterior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=7$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



Anexo 52. Diferencias del VLND en el cuadrante anterior utilizando el sillín estable e inestable. No se detectaron diferencias significativas. $n=8$; Prueba no paramétrica de Wilcoxon.



UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE MEDICINA
COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN EN SERES

ACTA DE APROBACIÓN DE PROYECTO

(Documento en versión 2 corregida 28.05.2018)

Con fecha 26 de Noviembre de 2019, el Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Facultad de Medicina, Universidad de Chile, integrado por los siguientes miembros:

Dr. Manuel Oyarzún G., Médico Neumólogo, Presidente
Dra. Lucía Cifuentes O., Médico Genetista, Vicepresidente Subrogante
Sra. Claudia Marshall F., Educadora, Representante de la comunidad.
Dra. Grisel Orellana, Médico Neuropsiquiatra
Prof. Julieta González B., Bióloga Celular
Dra. Maria Angela Delucchi Bicocchi, Médico Pediatra Nefrólogo.
Dr. Miguel O’Ryan, Médico Infectólogo
Prof.^a Maria Luz Bascuñán Psicóloga PhD, Prof. Asociado
Sra. Karima Yarmuch G., Abogada
Srta. Javiera Cobo R., Nutricionista, Secretaria Ejecutiva

Ha revisado el Proyecto de Investigación titulado: **IMPACTO DEL USO DE UN SILLÍN DE BICICLETA INESTABLE EN EL GASTO ENERGÉTICO Y LA ACTIVIDAD MUSCULAR EN UNA PRUEBA DE EJERCICIO SUBMÁXIMA EN SUJETOS SANOS**. Cuyo investigador responsable es el Sr. Arturo Rodriguez Fernandez, quien desempeña funciones en el departamento de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

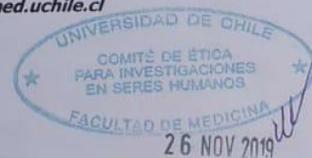
El Comité revisó los siguientes documentos del estudio:

- Proyecto de Tesis para optar al grado de Magister en Fisiología
- Cv del Investigador y tutor
- Consentimiento Informado
- Carta Compromiso del investigador para comunicar los resultados del estudio una vez finalizado este

El proyecto y los documentos señalados en el párrafo precedente han sido analizados a la luz de los postulados de la Declaración de Helsinki, de las Pautas Éticas Internacionales para la Investigación Biomédica en Seres Humanos CIOMS 2016, y de las Guías de Buena Práctica Clínica de ICH 1996.

Sobre la base de esta información el Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile se ha pronunciado de la siguiente manera sobre los aspectos del proyecto que a continuación se señalan:

Teléfono: 29789536 - Email: comiteceish@med.uchile.cl





UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE MEDICINA
COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN EN SERES

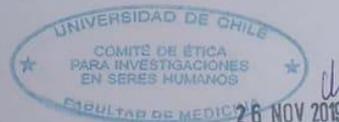
- a) Carácter de la población a estudiar (en situación de vulnerabilidad, grupo cautivo) y tipo de tema o problemática (tema sensible, sesgos, prejuicios o estereotipos en la aproximación etcétera): Se reclutaran a estudiantes voluntarios de la Facultad de Medicina, de la Universidad de Chile.
- b) Utilidad del proyecto: Útil
- c) Riesgos y beneficios: Bien Balanceados
- d) Protección de los participantes (asegurada por el Consentimiento Informado). Respeto y Cuidado de los participantes desde la formulación del problema a la difusión de resultados: Adecuado
- e) Procedimiento ante consecuencias nocivas e identificación de problemas en los participantes: Adecuado
- f) Ofrecimiento de acceso a resultados: Adecuado
- g) Requiere seguimiento Visita en terreno: Si ___ No Tiempo estimado: Dada la flexibilidad metodológica se requiere informar en caso de cambios.
- h) N° de visitas: ___ No ___ Envío de informe final Si

Por lo tanto, el comité estima que el estudio propuesto está bien justificado y que no significa para los sujetos involucrados riesgos físicos, psíquicos o sociales mayores que mínimos.

Este comité también analizó y aprobó los correspondientes documentos de Consentimiento Informado en su versión original recibida el 11 de Noviembre 2019, que se adjunta firmado, fechado y timbrado por este CEISH.

Sin perjuicio de lo anterior, según lo establecido en el artículo 10 bis del D.S N° 114 de 2011, del Ministerio de Salud que aprueba el reglamento de la ley N° 20.120; es preciso recordar que toda investigación científica en seres humanos deberá contar con la autorización expresa del o de los directores de los establecimientos dentro de los cuales se efectúe, la que deberá ser evacuada dentro del plazo de 20 días hábiles contados desde la evaluación conforme del CEISH, siendo de responsabilidad del investigador enviar a este Comité una copia de la misma dentro del plazo señalado.

Teléfono: 29789536 - Email: comiteceish@med.uchile.cl





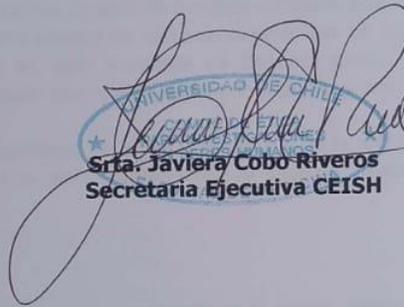
UNIVERSIDAD DE CHILE - FACULTAD DE MEDICINA
COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN EN SERES

En virtud de las consideraciones anteriores el Comité otorga la aprobación ética para la realización del estudio propuesto, dentro de las especificaciones del protocolo.

Se extiende este documento por el periodo de **2 años** a contar desde la fecha de aprobación prorrogable según informe de avance y seguimiento bioético.

Lugar de realización del estudio:

- Escuela de Kinesiología , Facultad de Medicina, Universidad de Chile

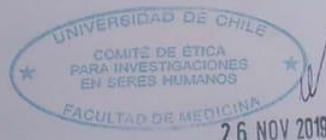


Srta. Javiera Cobo Riveros
Secretaría Ejecutiva CEISH

Santiago, 26 de Noviembre de 2019.

Proyecto: N° 190-2019
Archivo acta: N° 142

Teléfono: 29789536 - Email: comiteceish@med.uchile.cl



CONSENTIMIENTO INFORMADO

Impacto del uso de un sillín de bicicleta inestable en el gasto energético y la actividad muscular en una prueba de ejercicio submáxima en sujetos sanos

PATROCINANTE:

Nombre del Investigador principal: Arturo Rodríguez Fernández

R.U.T. 17.994.655-6

Teléfono: +56988790517

Invitación a participar: Le estamos invitando a participar en el proyecto de investigación "Impacto del uso de un sillín de bicicleta inestable en el gasto energético y la actividad muscular en una prueba de ejercicio submáxima en sujetos sanos" para determinar si el prototipo de sillín inestable de bicicleta genera un mayor gasto energético y actividad muscular que el sillín común de bicicleta a una carga constante

Objetivo: Comparar los resultados de gasto energético y de la actividad muscular, en personas sanas, al utilizar un sillín convencional de bicicleta versus un prototipo de sillín inestable.

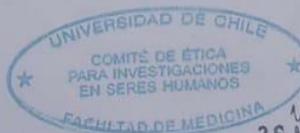
Procedimientos:

Se evaluará la actividad eléctrica de un músculo en la región abdominal y la actividad eléctrica de un músculo en su espalda en la región lumbar luego, luego se realizará una evaluación de contracción voluntaria para ambos músculos después se realizará la instalación del equipo de medición para el consumo de oxígeno para luego ubicarse en el cicloergómetro para pedalear a una carga constante durante 6 minutos determinando condición A (prototipo de sillín de bicicleta inestable) o B (sillín de bicicleta estable convencional) de forma aleatoria después hay una pausa de 6 minutos mientras se realiza el cambio de condición A o B según corresponda, después se retoma el pedaleo en cicloergómetro durante 6 minutos finalmente se retiran los instrumentos de evaluación finalizando la prueba.

Riesgos: Riesgos mínimos al subir y bajar del cicloergómetro.

Costos: Las pruebas e insumos utilizados en estudio serán aportados por el grupo de investigación y el departamento de Kinesiología sin costo alguno para usted.

Beneficios: Durante la participación de este estudio usted experimentará la evaluación del consumo de oxígeno para conocer su gasto energético y de la actividad muscular



26 NOV 2019

abdominal y de espalda baja en dos condiciones, con base estable e inestable, además le permitirá conocer y utilizar un novedoso sillín inestable de bicicleta.

Compensación: Usted no recibirá ninguna compensación económica por su participación en el estudio.

Confidencialidad: Toda la información derivada de su participación en este estudio será conservada en forma de estricta confidencialidad, lo que incluye el acceso de los investigadores o agencias supervisoras de la investigación, mediante la codificación de las identidades durante el registro de los datos. Cualquier publicación o comunicación científica de los resultados de la investigación será completamente anónima.

Información adicional: Usted será informado si durante el desarrollo de este estudio surgen nuevos conocimientos o complicaciones que puedan afectar su voluntad de continuar participando en la investigación.

Voluntariedad: Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria y se puede retirar en cualquier momento comunicándose con el investigador. De igual manera el investigador podrá determinar cancelar la prueba si existen complicaciones que así lo ameriten.

Complicaciones: En el improbable caso de que usted presente complicaciones directamente dependientes de la administración de las pruebas, usted recibirá el atención de salud para dicha complicación, por el equipo de investigación, y sin costo alguno para usted o su sistema previsional.

Derechos del participante: Usted recibirá una copia íntegra y escrita de este documento firmado. Si usted requiere cualquier otra información sobre su participación en este estudio o bien conocer los resultados puede comunicarse con:

Investigador: Arturo Rodríguez Fernández
Kinesiólogo: kinesiologo.rodriguez@gmail.com
Investigador: Marcelo Cano Cappellacci
Profesor titular (D) Departamento de Kinesiología
mcano@uchile.cl

Otros Derechos del participante

En caso de duda sobre sus derechos debe comunicarse con el Presidente del "Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos", Dr. Manuel Oyarzún G., Teléfono: 2-978.9536, Email: comiteceish@med.uchile.cl, cuya oficina se encuentra ubicada a un costado de la Biblioteca Central de la Facultad de Medicina, Universidad de Chile en Av. Independencia 1027, Comuna de Independencia.

Conclusión:



Después de haber recibido y comprendido la información de este documento y de haber podido aclarar todas mis dudas, otorgo mi consentimiento para participar en el proyecto "Impacto del uso de un sillín de bicicleta inestable en el gasto energético y la actividad muscular en una prueba de ejercicio submáxima en sujetos sanos".

Nombre del Participante
Rut.

Firma

Fecha

Nombre de Director
de Institución o Delegado
Art. 11 Ley 20120
Rut.

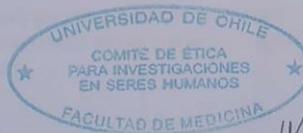
Firma

Fecha

Nombre del investigador
Rut.

Firma

Fecha



26 NOV 2019

26