

UNIVERSIDAD  
**NACIONAL**  
DE COLOMBIA

**ASOCIACIÓN ENTRE ACTIVACIÓN MUSCULAR DEL CORE, VARIABLES  
CINEMÁTICAS Y ECONOMÍA DE CARRERA, EN ATLETAS DE FONDO**

JHONY ORLANDO GONZALEZ ORTIZ

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA  
FACULTAD DE MEDICINA  
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA DEL DEPORTE Y ACTIVIDAD FÍSICA  
BOGOTÁ D.C.  
2022

ASOCIACIÓN ENTRE ACTIVACIÓN MUSCULAR DEL CORE, VARIABLES  
CINEMÁTICAS Y ECONOMÍA DE CARRERA, EN ATLETAS DE FONDO

JHONY ORLANDO GONZALEZ ORTIZ

Trabajo de investigación presentado como requisito parcial para optar al título de:  
Maestría en Fisioterapia del Deporte y Actividad física

Director

ERICA MABEL MANCERA  
FT, Ms. Ph.D

Co - Director

KARIM MARTINA ALVIS  
FT, Ms. Ph.D

UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA  
FACULTAD DE MEDICINA  
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA DEL DEPORTE Y ACTIVIDAD FÍSICA  
BOGOTÁ D.C.  
2022

## **Declaración de obra original**

Yo declaro lo siguiente:

He leído el Acuerdo 035 de 2003 del Consejo Académico de la Universidad Nacional. «Reglamento sobre propiedad intelectual» y la Normatividad Nacional relacionada al respeto de los derechos de autor. Esta disertación representa mi trabajo original, excepto donde he reconocido las ideas, las palabras, o materiales de otros autores.

Cuando se han presentado ideas o palabras de otros autores en esta disertación, he realizado su respectivo reconocimiento aplicando correctamente los esquemas de citas y referencias bibliográficas en el estilo requerido.

He obtenido el permiso del autor o editor para incluir cualquier material con derechos de autor (por ejemplo, tablas, figuras, instrumentos de encuesta o grandes porciones de texto).

Por último, he sometido esta disertación a la herramienta de integridad académica, definida por la universidad.

Jhony Orlando González Ortiz

Nombre

Fecha 15/08/2022

## RESUMEN

### ASOCIACIÓN ENTRE ACTIVACIÓN MUSCULAR DEL CORE, VARIABLES CINEMÁTICAS Y ECONOMÍA DE CARRERA, EN ATLETAS DE FONDO

La economía de carrera es un concepto complejo y multifactorial que refleja la combinación integrada de una variedad de características metabólicas, cardiorrespiratorias, biomecánicas y neuromusculares específicas para cada deportista. Además, la economía de carrera se considera una medida fisiológica importante para los atletas de resistencia, especialmente en los corredores de fondo. El objetivo de esta investigación fue determinar asociaciones entre la activación muscular del core, la cinemática del movimiento y la economía de carrera expresada como el consumo de oxígeno y gasto energético necesario para mantener la carrera a una intensidad sub umbral. Este trabajo se realizó con atletas de fondo en la ciudad de Bogotá D.C. La metodología del estudio se desarrolló en dos fases: una primera fase correspondiente a la caracterización de los deportistas mediante la composición corporal y los parámetros ventilatorios calculados durante una prueba de esfuerzo incremental. En la segunda fase, se realizó la evaluación biomecánica de carrera y la medición del nivel de activación muscular del core durante una prueba de 20 minutos a carga constante por debajo del umbral ventilatorio 2 (VT2). Los resultados de esta investigación permiten concluir la presencia de correlaciones positivas y negativas durante la carrera entre la activación muscular del core y variables cinemáticas de la pelvis y el tronco. Además, se demostró que el movimiento de oblicuidad pélvica y el nivel de activación muscular del erector de la columna presentaron relaciones positivas altas y moderadas con la economía de carrera.

Palabras clave: Economía de carrera; biomecánica de carrera; activación muscular; electromiografía superficial, core.

## ABSTRACT

### ASSOCIATION BETWEEN CORE MUSCLE ACTIVATION, KINEMATIC VARIABLES AND RUNNING ECONOMY IN ENDURANCE ATHLETES

Running economy is a complex and multifactorial concept that reflects the integrated combination of a variety of metabolic, cardiorespiratory, biomechanical, and neuromuscular characteristics specific to each athlete. Additionally, running economy is considered an important physiological measure for endurance athletes, especially distance runners. The objective of this research was to determine associations between core muscle activation, movement kinematics, and running economy expressed as oxygen consumption and energy expenditure needed to maintain running at a subthreshold intensity. This work was carried out with long-distance athletes in the city of Bogotá D.C. The study methodology was developed in two phases: a first phase corresponding to the characterization of athletes through body composition and ventilatory parameters calculated during an incremental stress test. In the second phase, the biomechanical evaluation of running and the measurement of the level of muscle activation of the core during a 20-minute test at constant load below the ventilatory threshold 2 (VT2) were performed. The results of this research allow us to conclude the presence of positive and negative correlations during the race between core muscle activation and kinematic variables of the pelvis and trunk. In addition, pelvic obliquity movement and erector spinae muscle activation level were shown to have high and moderate positive relationships with running economy.

**Keywords:** Running economy, Kinematics, Biomechanic, Core, Abdominal, Muscle Activity, Electromyography.

## TABLA DE CONTENIDO

- Lista de abreviaturas
- Lista de figuras
- Lista de tablas
  
- 1. Introducción
- 2. Antecedentes
- 3. Planteamiento del problema
- 4. Justificación
- 5. Marco Teórico
  - 5.1. Atletismo
  - 5.2. Biomecánica de la carrera
    - 5.2.1. Fase de Apoyo
    - 5.2.2. Fase de Impulso
    - 5.2.3. Fase de Balanceo
    - 5.2.4. Movimientos del tronco
    - 5.2.5. Movimientos de la pelvis
    - 5.2.6. Estabilidad central - Core
    - 5.2.7. Entrenamiento del Core
  - 5.3. Rendimiento del corredor
  - 5.4. Economía de carrera
  - 5.5. Factores determinantes en la economía de carrera
    - 5.5.1. Factores Biomecánicos
    - 5.5.2. Factores Fisiológicos
    - 5.5.3. Factores Antropométricos
    - 5.5.4. Factores Extrinsecos
    - 5.5.5. Factores de entrenamiento
- 6. Mapa Conceptual
- 7. Pregunta de investigación (FINER/PICOTR)
- 8. Objetivos (General y específicos)
- 9. Metodología
  - 9.1. Diseño propuesto
  - 9.2. Consideraciones Éticas
  - 9.3. Consentimiento Informado
  - 9.4. Población de estudio
  - 9.5. Criterios de selección de los participantes
    - 9.5.1. Criterios de Inclusión
    - 9.5.2. Criterios de no Inclusión

- 9.6. Hipótesis
  - 9.6.1. Hipotesis principal
  - 9.6.2. Hipotesis secundarias
- 9.7. Variables
- 9.8. Procedimientos del estudio
  - 9.8.1. Presentación y convocatoria del Proyecto
  - 9.8.2. Firma del consentimiento informado
  - 9.8.3. Evaluación antropométrica
  - 9.8.4. Determinación de  $VO_{2máx}$  y Umbral Ventilatorio
  - 9.8.5. Evaluación biomecánica y de electromiografía durante la carrera
- 10. Eventos Adversos
- 11. Análisis estadístico
- 12. Resultados
  - 12.1. Antropometría y composición corporal
  - 12.2. Determinación de  $VO_{2máx}$
  - 12.3. Economía de carrera
  - 12.4. Biomecánica de carrera
    - 12.4.1. Cinemática de tronco y pelvis
    - 12.4.2. Parámetros espaciotemporales
  - 12.5. Electromiografía superficial del core
    - 12.5.1. Activación muscular
    - 12.5.2. Espectro de frecuencia
  - 12.6. Correlación de variables
    - 12.6.1. Cinemática del tronco y economía de carrera
    - 12.6.2. Cinemática de la pelvis y economía de carrera
    - 12.6.3. Cinemática y parámetros espaciotemporales
    - 12.6.4. Cinemática del tronco y activación muscular
    - 12.6.5. Cinemática del tronco y espectro de frecuencias
    - 12.6.6. Cinemática de la pelvis y activación muscular
    - 12.6.7. Cinemática del tronco y espectro de frecuencias
    - 12.6.8. Economía de carrera y activación muscular
    - 12.6.9. Economía de carrera y espectro de frecuencias
- 13. Discusión
  - 13.1. Economía de carrera
  - 13.2. Biomecánica de carrera
    - 13.2.1. Cinemática
    - 13.2.2. Parámetros Espaciotemporales
  - 13.3. Activación Muscular
  - 13.4. Espectro de frecuencias

14. Conclusiones
15. Implicaciones
16. Limitaciones
17. Presupuesto
18. Cronograma
19. Bibliografía

ANEXO A: Documento de Consentimiento Informado

ANEXO B: Formato de Historia Deportiva

ANEXO C: Protocolo Posicionamiento de Marcadores Plug – In Gait

ANEXO D: Protocolo Ubicación de Sensores “Surface Electromyography For The Non-Invasive Assessment Of Muscles”

ANEXO E: Registro Evaluación Antropométrica

ANEXO F: Registro de evento adverso

ANEXO G: Protocolo de bioseguridad según recomendaciones y lineamientos del ministerio de salud y protección social derivadas a causa de la pandemia por coronavirus covid – 19

ANEXO H: Acta de Evaluación: N° 008-065 por parte del Comité de Etica

ANEXO I: Convenio de cooperación académica entre la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia y la Fundación Universitaria del Area Andina

ANEXO J: Recomendaciones para la correcta realización de la ergoespirometría



## LISTA DE ABREVIATURAS

ABREVIATURAS	SIGNIFICADO
ATP	Adenosin Trifosfato
CM	Oscilación del centro de masa
CV	Coefficiente de variación
EC	Economía de carrera
Eekm	Gasto energético asociado a 1 kilometro
Eem	Gasto energético asociado a 1 minuto
EMGs	Electromiografía de superficie
GCT	Tiempo de contacto con el suelo
HR	Frecuencia cardiaca
IAAF	Asociación Internacional de Federaciones de Atletismo
IC	Intervalo de confianza
LES	Erector espinal izquierdo
LGM	Gluteo máximo izquierdo
LOI	Oblicuo interno izquierdo
LOE	Oblicuo externo izquierdo
LRA	Recto abdominal izquierdo
LPOBLI	Oblicuidad de la pelvis hemicuerpo izquierdo
LPROT	Rotación de la pelvis hemicuerpo izquierdo
LPTILT	Anteversión de la pelvis hemicuerpo izquierdo
LSHOBLI	Oblicuidad del tronco hemicuerpo izquierdo
LSHROT	Rotación del tronco hemicuerpo izquierdo
LSHTILT	Flexo Extensión del tronco hemicuerpo izquierdo
m	Metros
M	Media
MVIC	Contracción voluntaria isométrica máxima
RAR	Recto abdominal derecho
RER	Cociente respiratorio
RES	Erector espinal derecho
RGM	Gluteo máximo derecho
ROI	Oblicuo interno derecho
ROE	Oblicuo externo derecho
RPOBLI	Oblicuidad de la pelvis hemicuerpo derecho
RPROT	Rotación de la pelvis hemicuerpo derecho
RPTILT	Anteversión de la pelvis hemicuerpo derecho
RQ	Cociente respiratorio
RSHOBLI	Oblicuidad del tronco hemicuerpo derecho
RSHROT	Rotación del tronco hemicuerpo derecho
RSHTILT	Flexo Extensión del tronco hemicuerpo derecho
SD	Desviación estandar
SWT	Tiempo de vuelo
UM	Unidades motoras
Vcc	Variable cuantitativa continua
vLTP	Velocidad en el punto de inflexión umbral de lactato
VCO <sub>2</sub>	Tasa de producción de dióxido de carbono
VE	Ventilación minuto
VO <sub>2</sub>	Tasa de consumo de oxígeno
VO <sub>2</sub> máx abs	Consumo máximo de oxígeno absoluto
VO <sub>2</sub> máx rel	Consumo máximo de oxígeno relativo
VT	Umbral ventilatorio

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1. Ciclo de zancada.*
- Figura 2. Diagrama de fuerzas en el complejo lumbo pélvico.*
- Figura 3. Cadena muscular para supinación y pronación.*
- Figura 4. Fuerzas de compresión en supinación y pronación.*
- Figura 5. Fuerzas de tensión muscular en anteversión.*
- Figura 6. Factores determinantes para la economía de carrera.*
- Figura 7. Relación entre factores para la EC.*
- Figura 8. Proceso marcación de puntos anatómicos.*
- Figura 9. Proceso medición de pliegues cutáneos.*
- Figura 10. Proceso medición de perímetros y longitudes.*
- Figura 11. Proceso medición de diámetros oseos.*
- Figura 12. Proceso medición de diámetros oseos.*
- Figura 13. Proceso medición de la pelvis y longitud de piernas.*
- Figura 14. Presentación del laboratorio.*
- Figura 15. Colocación del sistema Cosmed – K5.*
- Figura 16. Utilización inicial de la banda Woodway.*
- Figura 17. Realización de la prueba incremental.*
- Figura 18. Reporte de datos durante la prueba incremental.*
- Figura 19. Presentación y alistamiento del deportista.*
- Figura 20. Sistema inalámbrico BTS FREEEMG 1000.*
- Figura 21. Colocación de los sensores inalámbricos.*
- Figura 22. Prueba de conexión global de los sensores.*
- Figura 23. Prueba específica MVC\_ES.*
- Figura 24. Prueba específica MVC\_GM.*
- Figura 25. Prueba específica MVC\_IO.*
- Figura 26. Prueba específica MVC\_EO.*
- Figura 27. Prueba específica MVC\_RA.*
- Figura 28. Colocación de biomarcadores reflectivos.*
- Figura 29. Laboratorio de análisis Biomecánico.*
- Figura 30. Calibración del sistema de coordenadas.*
- Figura 31. Colocación y calibración del Cosmed – K5.*
- Figura 32. Adecuación y utilización de todos los equipos.*
- Figura 33. Proceso inicial de calentamiento.*
- Figura 34. Prueba de carrera a una intensidad subumbral.*
- Figura 35. Eekm utilizado durante la prueba sub umbral*
- Figura 36. VO<sub>2</sub> en función de la intensidad relativa*
- Figura 37. Eekm en función de la intensidad relativa.*
- Figura 38. Cinemática de la pelvis y tronco*
- Figura 39. Cinemática del tronco*
- Figura 40. Cinemática de la pelvis*

- Figura 41. Correlograma cinemática del tronco y EC en fase de apoyo*  
*Figura 42. Correlograma cinemática del tronco y EC en fase de vuelo*  
*Figura 43. Correlograma cinemática de la pelvis y EC en fase de apoyo*  
*Figura 44. Correlograma cinemática de la pelvis y EC en fase de vuelo*  
*Figura 45. Correlograma cinemática y parámetros espaciotemporales*  
*Figura 46. Correlograma cinemática del tronco en apoyo y activación muscular*  
*Figura 47. Correlograma cinemática del tronco en vuelo y activación muscular*  
*Figura 48. Correlograma cinemática del tronco en apoyo y espectro de frecuencias*  
*Figura 49. Correlograma cinemática del tronco en vuelo y espectro de frecuencias*  
*Figura 50. Correlograma cinemática de la pelvis en apoyo y activación muscular*  
*Figura 51. Correlograma cinemática de la pelvis en vuelo y activación muscular*  
*Figura 52. Correlograma cinemática de la pelvis en apoyo y espectro de frecuencias*  
*Figura 53. Correlograma cinemática de la pelvis en vuelo y espectro de frecuencias*  
*Figura 54. Correlograma economía de carrera y activación muscular*  
*Figura 55. Correlograma economía de carrera y espectro de frecuencia*  
*Figura 56. Correlaciones a una intensidad  $\%VT_2$  ( $80.99 \pm 11.2$ ) en los minutos (10 - 15) a una velocidad ( $17.1 \pm 1.06$ ) km/h*  
*Figura 57. Economía de carrera durante la prueba subumbral*  
*Figura 58. Economía de carrera ( $VO_{2rel}$ ) a intensidad relativa*  
*Figura 59. Economía de carrera ( $E_{km}$  y  $VO_{2\ ml/kg/km}$ ) durante la prueba*  
*Figura 60. Análisis electromiografía superficial del core durante la prueba*

## LISTA DE TABLAS

*Tabla 1. Esquema PICOT*

*Tabla 2. Esquema FINER*

*Tabla 3. Definición Conceptual de variables*

*Tabla 4. Definición Operacional de variables*

*Tabla 5. Selección y definición de los sensores*

*Tabla 6. Características composición corporal de los participantes*

*Tabla 7. Consumo máximo de oxígeno y parámetros ventilatorios*

*Tabla 8. Economía de carrera durante la prueba sub umbral*

*Tabla 9. Cinemática global de tronco y pelvis*

*Tabla 10. Cinemática del tronco en fase de apoyo*

*Tabla 11. Cinemática del tronco en fase de vuelo*

*Tabla 12. Cinemática de la pelvis en fase de apoyo*

*Tabla 13. Cinemática de la pelvis en fase de vuelo*

*Tabla 14. Parámetros espaciotemporales durante la prueba sub umbral*

*Tabla 15. Porcentaje de activación muscular global durante la prueba sub umbral*

*Tabla 16. Porcentaje de activación muscular normalizado al MVC.*

*Tabla 17. Porcentaje del espectro de frecuencia normalizado a la mediana.*

*Tabla 18. Correlación entre Economía de carrera y activación muscular por periodos*

*Tabla 19. Correlación entre Economía de carrera y activación muscular general*

*Tabla 20. Correlación entre Economía de carrera y espectros de frecuencia general*

*Tabla 21. Correlación entre Economía de carrera y espectros de frecuencia por periodos*

*Tabla 22. Correlación entre Economía de carrera y parámetros espaciotemporales general*

*Tabla 23. Correlación entre Economía de carrera y parámetros espaciotemporales por periodos*

*Tabla 24. Nivel de activación muscular según %MVIC*

*Tabla 25. Presupuesto*

*Tabla 26. Cronograma*

## 1. INTRODUCCIÓN

La práctica de carreras atléticas está actualmente en auge en Colombia y en el mundo, en las últimas 4 décadas, millones de corredores participan en carreras atléticas que van desde los 5 km a los 42,195 km (*maratón*), distancias que la International Association of the Athletics Federations (IAAF) denomina como carreras de fondo o larga distancia. Ciudades como Tokio, Boston, Londres, Berlín, Chicago y Nueva York reportan un total de 40.000 a 50.000 participantes por cada evento (*Burfoot, 2007; Stöggl, 2016*). En Colombia se realizan diversas carreras atléticas reportando 300.000 inscripciones al año (*Dinero, 2017*). Algunos reportes de la carrera más importante en Colombia, la Media Maratón de Bogotá manifiesta un aumento de la participación desde el año 2002 con 20.820 corredores y en 2019 se registraron 42.515 corredores (*Avila, 2019*).

Las carreras atléticas de fondo se imponen como un fenómeno social, deportivo y de acondicionamiento físico mundial (*Burfoot, 2007*). El aumento de participación e interés de la población por la práctica de este deporte, se debe a los efectos beneficios sobre la reducción de factores de riesgo para desarrollar enfermedades crónicas no transmisibles y su asociación con un estilo de vida más saludable. Sin embargo, varios estudios han informado sobre la prevalencia e incidencia de lesiones durante el entrenamiento o la competencia, esta incidencia de lesiones se presenta en las extremidades inferiores y varía del 20% al 79% (*Lopes, 2012; Van Middelkoop, 2008; Van Gent, 2007; Bennell, 1996*). Por tal razón, es necesario valorar las condiciones de salud y aptitud física de los corredores aficionados, amateurs y profesionales; con el propósito de disminuir factores de riesgo de lesión, lograr importantes beneficios para la salud y optimizar el rendimiento en el atletismo de fondo.

Correr es una forma fundamental de locomoción humana y una actividad física muy popular, la evidencia manifiesta que existe una gran variabilidad interindividual del movimiento relacionado con el nivel de rendimiento deportivo, adquisición de habilidades y biomecánica (*Raffalt, 2017; Buzzi, 2003*). La variabilidad puede originarse en varias fuentes, como músculos, articulaciones, tejidos blandos y sistema nervioso central; encontrando que los parámetros biomecánicos como la zancada y la cinemática de las extremidades inferiores son muy variables (*Raffalt, 2017, Folland, 2017; Nummela, 2007*). A pesar de esta variabilidad interindividual del comportamiento biomecánico se han establecido relaciones con factores fisiológicos como el consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2max}$ ), umbral anaeróbico y economía de carrera (EC) (*Ogueta, 2011*). Las variables fisiológicas  $VO_{2max}$  y economía de carrera son predictores del rendimiento deportivo y actualmente se utilizan en combinación con elementos biomecánicos como indicadores objetivos y confiables en relación a la capacidad y el rendimiento en actividades de resistencia prolongadas (*Shaw, 2014; Millet, 2002; Conley, 1980*). La estabilidad del core es un factor que se ha relacionado con el rendimiento

(*Lee, 2018; Tong, 2014*), pero se encuentra poca evidencia de su relación con factores fisiológicos o biomecánicos durante la ejecución de la carrera (*Koblbauer, 2014*).

Comprender las complejas relaciones entre los factores fisiológicos, biomecánicos, antropométricos, técnicos y ambientales son necesarios para establecer adecuados programas de entrenamiento, organizar el trabajo interdisciplinar, prevenir lesiones y optimizar el rendimiento deportivo. El entrenamiento en atletismo es una actividad sistemática de larga duración, ordenada, progresiva e individual; dirigida al modelado de factores fisiológicos y biomecánicos. La evidencia manifiesta que la modificación de algunos factores a nivel individual influye en la economía de carrera y el rendimiento (*Ogueta, 2018; Tartaruga, 2012*). Por lo tanto, establecer relaciones multifactoriales, entre la cinemática de segmentos corporales y el adecuado reclutamiento de unidades motoras permiten optimizar un gesto deportivo. Además, el conocimiento de estas relaciones son herramientas necesarias para la planificación del entrenamiento según las necesidades y capacidades del individuo.

El entrenamiento de la estabilidad del core es un componente fundamental para la condición física. Los efectos del entrenamiento del core en el ámbito deportivo son favorecer la mejora del gesto y optimizar movimientos. La activación muscular del core mecánicamente absorbe y transmite la energía hacia los miembros superiores e inferiores, articulando sinergias para generar un adecuado movimiento (*Hibbs, 2008; Kibler, 2006*), influyendo en el rendimiento y la economía de carrera. Por tal razón, es necesario comprender cómo la estabilidad del core influye en el movimiento dinámico del deportista durante la carrera, algunos estudios proponen que estados de fatiga y debilidad del core están relacionados moderadamente con cambios en parámetros biomecánicos como la cinemática del tronco, movimiento vertical del centro de masa y longitud de zancada (*Morley, 2019; Raabet, 2017; Tong, 2014*). Sin embargo, no hay evidencia concluyente de como la inestabilidad del core puede llegar a afectar la economía de carrera.

El objetivo de este trabajo es determinar asociaciones entre la activación muscular del core, la cinemática del movimiento, el consumo de oxígeno y gasto energético necesario para mantener una carrera a intensidad sub umbral por períodos prolongados sin comprometer la estabilidad de funciones cardiovasculares, respiratorias y metabólicas. Es fundamental describir las posibles asociaciones y proponer estrategias para el entrenamiento de resistencia y estabilidad central que mejoren la economía de carrera a partir de movimientos más eficientes.

## 2. ANTECEDENTES

El rendimiento en carreras de resistencia o larga distancia está determinado por una combinación de factores fisiológicos, antropométricos y biomecánicos (Fletcher, 2017). La relación entre las variables fisiológicas y el rendimiento ha sido profundamente investigada, estableciendo interrelaciones entre estos elementos (Ogueta, 2018; Basset, 2000; Di Prampero, 1986; Conley, 1980). Los factores fisiológicos que determinan el rendimiento en carreras de fondo son el consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2máx}$ ), umbral anaeróbico ( $\%VO_{2máx}$ ) y la economía de carrera (EC) (Smoliga, 2017; Foster, 2007; Saunders, 2004). Las variables antropométricas que pueden afectar los factores fisiológicos mencionados son menores: índice de masa corporal, % de grasa corporal y sumatoria de pliegues cutáneos. Estas características antropométricas implican un menor esfuerzo muscular y gasto energético para acelerar el cuerpo (Black, 2018; Zillman, 2013; Foster, 2007). Aunque existe una amplia investigación sobre la biomecánica, no existe ningún patrón biomecánico de movimiento "eficiente", fácilmente identificable o universalmente aplicable para la carrera (Barnes, 2015); aún se desconoce si la cinemática del corredor está relacionada con el rendimiento y la EC en larga distancia (Ogueta, 2018; Folland 2017; Stöggl, 2016; Storen, 2016; Shawn, 2014; Nummela, 2007; Cavanagh, 1990).

La economía de carrera es uno de los predictores fisiológicos para el rendimiento de la carrera de larga distancia (Smoliga, 2017; Foster, 2007), y se ha aceptado universalmente como criterio fisiológico para el desempeño en deportes de resistencia (Barnes, 2015; Cavanagh, 1985; Conley, 1980). A pesar de esto, existe una discrepancia sobre el término EC y su definición. Conley et al., (1980) define la EC como consumo de oxígeno submáximo ( $VO_{2submáx}$ ); Goldspink et al., (1985) afirma que la EC generalmente se refiere a la eficiencia muscular y Di Prampero et al (1993) establece EC como el costo energético o energía necesaria por encima del estado de reposo para transportar el cuerpo sobre una unidad de distancia. Los términos como "costo de oxígeno, costo de energía, costo metabólico, costo energético de la carrera y consumo de oxígeno" se han introducido en la literatura y son considerados como equivalentes de EC (Maldonado, 2007). En general, la EC es una expresión fisiológica que describe el  $VO_2$  en estado estable a una intensidad sub máxima o también puede ser expresado como el costo energético para cubrir una distancia (Smoliga, 2017; Barnes, 2015).

Actualmente se considera la EC como un concepto complejo y multifactorial que representa la suma de la eficiencia metabólica, cardiorrespiratoria, biomecánica y neuromuscular durante la carrera (Drum, 2019; Mulligan, 2018; Barnes, 2015). Diversas investigaciones han intentado explicar las posibles relaciones de estos factores con la EC.

Estudios han establecido relaciones entre la EC con algunas variables fisiológicas. Se ha determinado una mejor EC asociada con una frecuencia cardiaca y ventilación minuto más bajas (*Pate, 1991*). Estudios reportaron cambios en la EC aproximadamente del 5.5% después de una sesión de entrenamiento sobre intensidades mayores al umbral anaeróbico y cuando se ejecuta la carrera en intensidades donde se incrementa los niveles de lactato de 3 a 5 mmol (*Jan Hoff, 2016*). A pesar de investigar la EC en grupos homogéneos fisiológicamente con un  $VO_{2máx}$  similar, se ha reportado variabilidad intraindividual entre 1.5 - 5% de la EC (*Saunders, 2004*) y variabilidad interindividual del 30% en la EC a causa de otros factores (*Mulligan, 2018; Barnes, 2015; Daniels, 1985*). Sin embargo, se establece que los sujetos con mejor EC tienen mayor superioridad, porque son capaces de correr utilizando menor  $VO_2$  a una intensidad de ejercicio determinada (*Helgerud, 2010; Maldonado, 2007; Morgan, 1989; Conley, 1980*). Estos estudios solo reportan relaciones entre respuestas cardiorespiratorias y metabólicas con la EC excluyendo factores biomecánicos y neuromusculares que pueden explicar la variabilidad interindividual reportada de la EC.

Por otro lado, investigaciones han descrito relaciones de factores fisiológicos y biomecánicos en conjunto para explicar el comportamiento de la EC. Un estudio reciente analizó las similitudes y diferencias entre las variables espacio temporales, antropométricas, fisiológicas y de entrenamiento en corredores entrenados de media maratón; el principal resultado fue que no se encontraron diferencias significativas en los parámetros biomecánicos entre los corredores sin importar el nivel de rendimiento, cuando se ejecuta la carrera a la misma velocidad submáxima. Se reportó diferencias significativas del  $VO_{2máx}$  entre los corredores teniendo en cuenta el nivel de rendimiento. Sin embargo, no hay diferencias significativas para la EC durante la ejecución de carrera en velocidades submaximas de 11, 13 y 15 km/h, aunque el 73% de los corredores con mayor  $VO_{2máx}$  y mejor EC reportaron un contacto inicial con la parte media plantar manifestando tiempos de contacto más bajos, una cualidad importante para alcanzar altas velocidades de carrera (*Ogueta, 2018*). Además, se evidenció que los participantes con velocidades de carrera superiores a 20 km/h, utilizaban un tiempo de contacto inferior a 200 ms, lo que resalta la importancia de este parámetro biomecánico para desarrollar un buen rendimiento. Estudios anteriores demostraron que un aumento de 2km/h en la velocidad de carrera puede significar un aumento aproximado de 7.4 pasos por minuto, 0.284 m en la longitud del paso y una disminución de 20 ms en el tiempo de contacto. Sin embargo, cuando se controla la velocidad de carrera a una carga sub máxima las variables biomecánicas son similares entre los corredores sin importar el nivel de rendimiento o el  $VO_{2máx}$  del deportista (*Ogueta, 2018*). En conclusión, diversos estudios examinan la EC a ritmos de entrenamiento fáciles o submaximos, pero los corredores no necesitan optimizar el funcionamiento económico a estas velocidades; por eso es necesario evaluar la EC con intensidades o velocidades similares a la de competencia.



Algunas variables biomecánicas influyen significativamente o están relacionadas con la EC; los parámetros de la zancada, ángulos de las extremidades inferiores, desplazamiento vertical del centro de masa (CM), cambios en la velocidad horizontal de la pelvis y orientación del tronco son los más relevantes (*Barnes, 2015; Nummela, 2007*). En busca de integrar diversos factores biomecánicos y fisiológicos que intervienen en la carrera, un estudio reciente determinó la relación entre algunas variables cinemáticas con la EC y el rendimiento; de 24 variables cinemáticas evaluadas, 19 se correlacionaron con el costo energético de locomoción (LEc) o EC, 18 con la velocidad en el punto de inflexión del umbral de lactato (vLTP) y 11 con mejor tiempo de la temporada. Estas relaciones fueron débiles a moderadas ( $r \leq 0.534$ ) (*Folland, 2017*). Del siguiente análisis se determinó que la oscilación de la pelvis durante el contacto con el suelo, la velocidad y la rotación de la pelvis fueron las variables con mayor asociación; de modo que una mayor oscilación se relacionó con menor EC, menor vLTP y peor rendimiento (EC,  $r = 0.534$ ,  $p < 0.001$ ; vLTP,  $r = -0.341$ ,  $p = 0.002$ ; SB,  $r = -0.247$ ,  $p = 0.036$ ). La velocidad horizontal mínima de la pelvis, es decir una velocidad mínima más baja que induce mayor desaceleración / frenado está relacionada con un menor EC, menor vLTP y peor rendimiento; (EC,  $r = -0.477$ ,  $p < 0.001$ ; vLTP,  $r = 0.388$ ,  $p = 0.001$ ; SB,  $r = 0.259$ ,  $p = 0.029$ ); y la mayor rotación del plano transversal de la pelvis se relacionó con una menor EC, un menor vLTP y un peor rendimiento (EC,  $r = 0.322$ ,  $p = 0.002$ ; vLTP,  $r = -0.362$ ,  $p = 0.001$ ; SB,  $r = -0.269$ ,  $p = 0.024$ ) (*Folland, 2017*).

Esta investigación describió algunas características del movimiento en la pelvis y su influencia en la EC teniendo en cuenta la intensidad máxima en un estado estable y apoya la hipótesis de una posible relación entre el movimiento de la pelvis y la EC (*Cavanagh, 1985; Anderson, 1996*). Sin embargo, hay pocos estudios con evidencia disponible que afirmen estas relaciones. La única característica postural que se ha investigado en relación con la EC es la inclinación del tronco; evidenciando que corredores con mejor EC presentan una ligera inclinación hacia delante  $\geq 5.9^\circ$  en comparación con inclinaciones  $\leq 3.3^\circ$  en sujetos con menor EC (*Cavanagh, 1985*). Un estudio evaluó el comportamiento de parámetros biomecánicos en la pelvis y el tronco simultáneamente e intentó explicar cómo la variabilidad del movimiento en la cintura pélvica y el tronco puede comprometer la EC; el objetivo fue investigar los efectos de la restricción en la movilidad de la columna dorso-lumbar sobre el  $VO_2$  y CM, demostrando que correr con movimiento espinal restringido resultó en una variabilidad biomecánica como el aumento del contacto inicial con el talón, aumento de desaceleración antero-posterior y una disminución en la fuerza de reacción vertical máxima en el suelo (*Morley, 2015*). Posteriormente otro estudio con la misma metodología, determinó que correr con movimiento espinal restringido presenta como consecuencia un aumento en el  $VO_2$  y la actividad muscular del "erector spine" y el "quadriceps femoris". Adicional se reportó cambios en variables biomecánicas como disminución de la longitud de zancada y aumento en la frecuencia de pasos para recorrer la misma distancia (*Morley, 2017*). En conclusión, se

estableció que cambios en el movimiento de la columna dorso-lumbar durante la carrera generaron variabilidad en algunos parámetros biomecánicos y reportaron un aumento en la actividad muscular del erector de la columna y del recto femoral.

Estudios han intentado relacionar estas respuestas neuromusculares con factores biomecánicos buscando una posible relación con la EC. Estas investigaciones establecen que la disminución de la longitud de zancada y aumento de la cadencia aumentarían el trabajo interno de contracción muscular generando un mayor gasto de energía y una disminución de la EC (Anderson, 1985; Barnes, 2015). Autores han establecido que el vínculo entre la frecuencia de pasos y la EC puede estar asociado con el reclutamiento de fibras musculares. Los deportistas que presentan menor frecuencia de pasos y mayor longitud de zancada, necesitan desarrollar una potencia muscular relativamente mayor durante la propulsión para superar las fuerzas de desaceleración y frenado. Por el contrario, una mayor frecuencia de pasos y longitud de zancada más corta, esta asociada con el aumento de movimientos recíprocos de mínima potencia y menor dependencia de fibras musculares tipo II (Barnes, 2015; Kaneko, 1987). La estructura y composición de las fibras musculares parece influir en la EC (Numella, 2006; Kyrolainen, 2003; Morgan, 1992). Las isoformas de miosina ATPasa específicas del tipo II requieren de 1.6 a 2.1 veces más ATP por unidad de producción de fuerza que las fibras musculares tipo I; por lo tanto, requieren una fosforilación oxidativa proporcionalmente más alta (Barnes, 2015). Los resultados actuales sugieren que hay hallazgos mixtos entre el tipo de fibra muscular y la EC (Kyrolainen, 2003).

La musculatura del core o complejo lumbo-pelvico se clasifica funcionalmente en dos grupos musculares: los músculos superficiales [*rectus abdominis* (RA), *obliquus externus abdominis* (OE), *obliquus internus abdominis* (OI), *latissimus dorsi* (LD) y fascículos superficiales *musculus erector spinae* (ES)] que funcionan principalmente para producir movimiento y transmitir fuerzas desde la caja torácica y pelvis hacia las extremidades; los músculos profundos [*quadratus lumborum* (QL), *psoas major* (PS), *multifidus* (Mf) y los fascículos profundos del ES] que se unen directamente a las vértebras lumbares para estabilizar la zona lumbar de la columna (Raabet, 2017).

La estabilidad del core en un entorno deportivo es definida como la capacidad de controlar la posición y el movimiento del tronco sobre la pelvis; facilitando la producción, transferencia y control óptimo del movimiento durante actividades deportivas (Kibler, 2006). Investigaciones sobre la musculatura del core durante actividades repetitivas y dinámicas como correr, manifiestan que la debilidad o inestabilidad del core puede provocar cargas inadecuadas en la columna vertebral, coordinación muscular deficiente, patrones de movimiento compensatorios y tensión muscular en las estructuras espinales (Fredericson, 2005; Hibbs, 2008).

Una investigación desarrollada por *Raabe, et al., (2017)* identificaron las posibles estrategias para compensar la debilidad de la musculatura del core durante la carrera; este estudio desarrolló un modelo matemático de la columna lumbar de cuerpo completo constituido en 21 segmentos, 30 grados de libertad y 324 actuadores de músculo – tendón. En el momento de generar la simulación se utilizó el protocolo de *OpenSim* que incluye los grupos musculares de las extremidades inferiores y ocho grupos musculares del core (RA, OE, OI, LD, QL, MF, PS y ES) (*Raabe & Chaudhari, 2016*); el propósito fue observar qué sucedía cuando los músculos del core se debilitaban progresivamente, donde se evidenció un aumento en el nivel de compensaciones; la debilidad muscular del core profundo aumentaba la carga de compresión en la columna lumbar e inmediatamente se afirmó que los músculos superficiales son los compensadores primarios para muchas condiciones de debilidad muscular. El erector de la columna (ES) es el grupo muscular que requirió mayores compensaciones, señalando que este músculo es trascendental en el control de la cinemática de carrera, el “*erector spinae longissimus*” (ESL) fue el principal compensador en condiciones de debilidad muscular, confirmando que este músculo puede tener un mayor riesgo de fatiga o lesión si la musculatura del core no funciona correctamente (*Raabe, 2017*).

Se ha postulado que la fatiga neuromuscular puede inducir un aumento en la absorción de oxígeno (*Burnley, 2016*). Por lo tanto, la fatiga muscular del core posiblemente puede llegar a afectar la EC. Sin embargo, se desconoce en que proporción puede variar el  $VO_2$ , pero se ha asegurado una necesidad de estrategias motoras compensatorias en el tronco para mantener la EC (*Morley, 2019*). Estudios previos han evaluado cómo la fatiga de algunos músculos del core puede afectar la cinemática de carrera, autores han descrito que la fatiga del ES aumenta la flexión e inclinación lateral del tronco durante la carrera (*Davidson, 2004*), otros autores aseguran que la debilidad del ES se asocia con una alteración del control postural, promoviendo cambios que afectan la cinemática de la carrera reportando una variabilidad en la flexión del tronco de  $4^\circ$  al ejecutar la carrera (IC 95% 2.5 - 5.6) (*Hart, 2009*). Algunos estudios han evaluado la resistencia del core en posiciones decúbito supino y prono estáticas, esta posición de evaluación altera la biomecánica del grupo muscular en comparación de una posición bípeda o de carrera (*Fredericson, 2005*). Un estudio investigó sobre la fatiga muscular del core durante una carrera de alta intensidad (85%  $VO_{2máx}$ ), el objetivo fue determinar si la fatiga del core limitaría el rendimiento en la carrera, esta investigación aplicó una evaluación sobre la función global de core mediante un protocolo de resistencia estático (SEPT) antes y después de ejecutar la carrera sobre una cinta rodante. Los resultados reportan cambios significativos en el rendimiento del protocolo SEPT después de una carrera de alta intensidad (85%  $VO_{2máx}$ ), la función global del core disminuyó un 30.7% manifestando que la carrera había provocado fatiga muscular del core. En la segunda fase del estudio se realizó el protocolo SEPT antes de la ejecución de la carrera y se observó una disminución significativa del 39.2% en el rendimiento de la carrera (*Tong, 2014*). En

conclusión, se establece una relación entre el rendimiento y la función muscular del core, apoyando los resultados de otros estudios que establecen diferencias significativas en el  $\text{VO}_2$  al aplicar protocolos de fatiga en el tronco y core, evidenciando cambios negativos en intensidades en estado estable o de alta intensidad (*Koblbauer, 2014*). Sin embargo, como se mencionó anteriormente, estos estudios utilizan protocolos de resistencia estática en el tronco y core para describir la fatiga muscular y no realizan mediciones objetivas y confiables durante la carrera, como se puede realizar con el uso de electromiografía de superficie.

La literatura sustenta que la práctica continua de un movimiento genera un control motor más eficiente, caracterizado por una disminución de la amplitud y duración de la actividad muscular, una disminución de la coactivación muscular y una menor variabilidad del movimiento (*Osu, 2002; Barnes, 2015*). El movimiento cíclico al correr induce adaptaciones en la programación motora y en el reclutamiento muscular que son esenciales para una mejor EC (*Anderson, 1993*). Estas adaptaciones neuromusculares son responsables de cambios en la EC y el rendimiento, entonces es razonable postular que existen variaciones en la señalización neural durante la carrera (*Bonacci, 2009; Barnes, 2015*).

Estudios han descrito que cuando aumenta la velocidad de carrera también aumentan las fuerzas de preactivación de EMGs principalmente en la fase inicial de contacto con el suelo (*Kyrolainen, 2001*). La función muscular preparatoria es una función importante del ciclo de acortamiento/estiramiento de la unidad muscular, este fenómeno es una combinación de una contracción excéntrica de alta velocidad seguida inmediatamente de una contracción concéntrica, proceso evidente durante la carrera cuando se realiza la progresión de la fase de apoyo a la fase de impulso. La función muscular del ciclo de acortamiento/estiramiento mejora el rendimiento durante la acción concéntrica (*Nicol, 2006*); además, se ha establecido que el aumento de la actividad muscular preparatoria con altas velocidades de carrera es un mecanismo para tolerar mayores cargas de impacto y mejorar la EC (*Barnes, 2015; Kyrolainen, 2001*). Un estudio evidenció que una mayor proporción de actividad muscular excéntrica a concéntrica del vasto lateral se asoció con una menor demanda metabólica durante la carrera, es decir, mejor EC (*Abe, 2007*). Sin embargo, no se encuentran investigaciones que describan estas características en el grupo muscular del core durante la ejecución de la carrera; o cómo la coactivación muscular del core pueda estar relacionada con la variabilidad del movimiento pélvico y la EC.

Diversos autores han desarrollado estudios para describir el comportamiento de factores biomecánicos esencialmente la CM y los movimientos de la pelvis, aunque no se encuentra un consenso de cual es el adecuado movimiento para tener una mejor EC. Un estudio señaló que deportistas una velocidad de 13 *km/h* presentaron una CM de  $9.43 \pm 1.62$  *cm* sin revelar diferencias significativas entre los deportistas o correlación con la EC. (*Cavanagh, 1987*).

Por el contrario, otro estudio demostró que deportistas a una velocidad de 15.8 *km/h* correspondiente a un 11.1% por debajo de la velocidad en el umbral ventilatorio midió una CM de  $9.52 \pm 1$  *cm* y una correlación positiva  $r = 0.651$  con la EC (Tartaruga, 2012). Es preciso tener en cuenta que la metodología utilizada en estos estudios fue diferente, el primero utilizó parámetros de la frecuencia cardiaca y el segundo parámetro ventilatorios para establecer la intensidad relativa durante la prueba.

Una investigación reciente estableció que la movilidad de la columna tiene efectos estadísticamente significativos en la energía utilizada durante la carrera y la CM; estableciendo que la limitación del movimiento lumbo-pelvico interfiere con la transmisión de fuerzas a través del *gluteus maximus* (GM). Cuando este músculo no puede transferir efectivamente la fuerza entre la extremidad inferior y el área lumbo-pelvica puede proporcionar una razón para que el GM se contraiga con más fuerza de preactivación justo antes del contacto inicial. Los resultados establecen una diferencia estadísticamente significativa ( $p < 0.01$ ) entre correr con restricción del movimiento de la columna y sin restricción. La ejecución con restricción (Mn  $76.8 \pm 9.6$  *KJ/min*) resultó con mayor uso de energía que el movimiento sin restricción (Mn  $70.8 \pm 9.9$  *KJ/min*) y para CM fue mayor en el movimiento sin restricción (Mn  $14 \pm 2.4$  *cm*) que la ejecución con restricción (Mn  $11.7 \pm 2.7$  *cm*) (Morley, 2019). En conclusión, se ha demostrado que CM es un parámetro biomecánico modificable y relacionado con el movimiento de la pelvis y el tronco e importantes para el rendimiento y la EC (Folland, 2017; Halvorsen, 2012).

La siguiente descripción biomecánica es una aproximación a la cinemática de la pelvis durante la carrera, como se indicó anteriormente un estudio relacionó algunas características del movimiento de la pelvis con una mejor EC o costo energético (Folland, 2017). Los siguientes estudios describen el comportamiento biomecánico de la pelvis, aunque no tienen en cuenta variables fisiológicas para expresar la EC. La siguiente investigación describió el comportamiento de las rotaciones transversales pélvicas durante la marcha señalando medidas angulares de ( $6.3 \pm 1.8^\circ$ ) en una prueba de laboratorio sobre banda sin fin adaptada a 5 *km/h*; previamente en otro estudio se describieron mayores rotaciones pélvicas de ( $9.3 \pm 2.1^\circ$ ) a una velocidad mayor (Saunders, 2004). De acuerdo con estos estudios se evidencia incrementos de movimientos en el plano transversal a medida que aumenta la velocidad de carrera (Macpherson, 2016). El movimiento rotacional de la pelvis durante la carrera varía en función de la velocidad y del género, se han establecido rangos de rotación en hombres de ( $9.96^\circ - 13.6^\circ$ ) y para las mujeres entre ( $13.21^\circ - 16.13^\circ$ ) (Perpiña, 2017). Sin embargo, se desconoce cual es el adecuado movimiento de rotación en la pelvis para desarrollar una mejor EC.

El estudio más reciente para el análisis de la cinemática de la pelvis es el elaborado por *Perpiña et al., (2017)* donde su objetivo era establecer la fiabilidad de un sistema inercial para el análisis biomecánico de la carrera en triatletas, se analizaron 101 triatletas de ambos géneros entre 18 y 53 años. Se estableció un patrón cinemático de la pelvis, realizando comparaciones entre los diferentes grupos y velocidades autoseleccionadas entendidas como “energéticamente económicas”. El comportamiento en el plano antero-posterior pélvico (*tilt*) no presentó diferencias estadísticamente significativas entre género y velocidades, el rango dinámico se estableció con un promedio de 7.5° a 8°. Los movimientos en el plano coronal definidos como elevación y descenso de la pelvis (*oblicuidad*), presentaron diferencias estadísticamente significativas entre géneros en relación a las velocidades, el rango de oblicuidad osciló entre 7.50° a 8.91° (*Perpiña, 2017; Novacheck, 2012*).

La autora *Perpiña et al., (2017)* concluye que aumentar la velocidad de carrera disminuye el índice de simetría en algunos parámetros biomecánicos, afirmación concordante con estudios anteriores donde postulan que alcanzar un umbral de asimetría implicará un incremento en los costos energéticos de funcionamiento. Los corredores mejor entrenados pueden mantener altas velocidades y una mayor simetría dinámica que los corredores no entrenados (*Ogueta, 2018*). Además, se estableció que el parámetro biomecánico estadísticamente significativo en cuanto a género y velocidad de carrera es la longitud de zancada (*Perpiña, 2017*). Sin embargo, esta caracterización de la cinemática de la pelvis se realizó en deportistas de resistencia con énfasis en el triatlón; es importante describir estos movimientos de la pelvis solamente en corredores de larga distancia o fondo y establecer una relación entre la simetría de los movimientos y la activación muscular del core, esta descripción puede explicar cual es la estrategia motora y reclutamiento muscular del core adecuado para evitar la variabilidad cinemática de la pelvis y tronco que puedan afectar la EC.

En conclusión, la revisión de artículos confirma que la estabilidad del core y la cinemática de la pelvis y tronco, están posiblemente relacionadas con el rendimiento y la economía de carrera. Las diversas metodologías de evaluación ayudan a establecer que mediciones en una zona superior del umbral anaeróbico confirman cambios en factores biomecánicos afectando negativamente la economía de carrera. Los estudios con mediciones en la zona aeróbica con cargas e intensidades submaximas presentaron que no hay cambios significativos en algunos factores biomecánicos sin importar el nivel de rendimiento, consumo máximo de oxígeno o economía de carrera. Sin embargo, algunos estudios que realizaron una evaluación específica en la zona de los umbrales ventilatorios o del comportamiento estable del lactato, establecieron relaciones más significativas entre la economía de carrera y la cinemática de la pelvis.

En esta revisión se encontraron algunos estudios que postularon cómo la fatiga e inestabilidad del core produce movimientos compensatorios en la pelvis y el tronco, una mayor carga espinal en la columna lumbar y mayor activación de algunos músculos del core. Sin embargo, no se encuentra específicamente la activación muscular del core en relación con los rangos de movimiento del tronco y pelvis en corredores de fondo. Realizar esta descripción entre la activación muscular y la cinemática del movimiento permite entender y explicar de una mejor manera la respuesta del consumo de oxígeno durante la carrera. Algunos autores mostraron cómo algunos factores biomecánicos están asociados con la disminución del rendimiento y el aumento del costo energético en la carrera, pero no hay investigaciones que proporcionen información significativa sobre la activación muscular del core durante la carrera a una intensidad sub umbral y las posibles asociaciones con factores biomecánicos y la economía de carrera.

### 3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El rendimiento y la economía de carrera en deportes de resistencia está influenciada por varios factores: biomecánicos, antropométricos, fisiológicos, entrenamiento y extrínsecos. Los factores biomecánicos hacen referencia a las características mecánicas de la técnica de carrera en relación con las angulaciones segmentarias y articulares, amplitud y simetría de movimientos; los factores fisiológicos son adaptaciones del sistema cardiopulmonar, metabolismo energético y sistema muscular para desempeñar una actividad, los factores de entrenamiento hacen referencia a la adecuada dosificación del esfuerzo, los factores antropométricos es la cuantificación de los componentes corporales imprescindibles para comprender los efectos del ejercicio físico y por último los factores extrínsecos como la altitud, temperatura, humedad y calzado que influyen en el desempeño (Sullivan, 2019).

Diversos estudios han descrito relaciones entre algunos factores antropométricos (*<% grasa corporal, <IMC, <perímetro de la pierna y <Sumatoria de pliegues*), fisiológicos (*>% VO<sub>2</sub>máx y > activación muscular quadriceps femoris, glúteus máximus y erector spine*), biomecánicos (*<CM, <GCT, >Flexión de tronco, >frecuencia de pasos, <oscilación y rotación de la pelvis*), entrenamiento (*fuerza máxima y pliometría*) y extrínsecos (*calzado y altitud*) con la EC. Desde una perspectiva biomecánica la literatura sugiere que un corredor económico debe mantener una menor CM, mayor frecuencia de pasos y menor tiempo de contacto con el suelo para promover una reducción del consumo de energía (Ogueta, 2018; Morley, 2019). Además, se ha postulado algunos parámetros biomecánicos de la pelvis y tronco relacionados con una mejor EC (Folland, 2017). Sin embargo, se desconoce la relación de estos parámetros biomecánicos con la activación muscular del core; hay literatura que menciona la fatiga o inestabilidad del core como un factor de riesgo para el desarrollo de lesiones en las extremidades inferiores debido a desplazamientos articulares no controlados o movimientos compensatorios (Bailey, 2018; Raabe, 2017; Tong, 2014; Chuter, 2012) afectando el rendimiento deportivo (Kibler, 2006).

La literatura manifiesta poca evidencia objetiva que explique la influencia de la actividad muscular del core sobre los movimientos pélvicos y la economía de carrera (Schilling, 2013; Sheri, 2015). No se encuentran estudios que integren factores fisiológicos y biomecánicos simultáneamente para analizar el movimiento pélvico, la activación muscular del core y la EC, esencialmente en intensidades bajo el umbral ventilatorio o cercanas al punto de inflexión del umbral de lactato; zona fisiológica apropiada para evaluar la economía de carrera en deportes de resistencia (Shaw, 2014). Por lo tanto, se postula la siguiente pregunta de investigación. ¿Cuáles son las asociaciones entre la activación muscular del core, variables cinemáticas de la pelvis y el tronco con la economía de carrera en corredores de fondo a una carga sub umbral?



#### 4. JUSTIFICACIÓN

Esta investigación contará con una población objeto de atletas con mínimo 3 años de práctica deportiva en la modalidad de carreras de fondo. Para los participantes es de gran interés desarrollar este tipo de evaluaciones, donde pueden conocer en detalle el comportamiento de diferentes variables fisiológicas y biomecánicas predictoras de un buen rendimiento o de un factor de riesgo para presentar lesión. Además, se puede utilizar información para establecer zonas de entrenamiento óptimas e individuales para el cumplimiento de objetivos deportivos.

Se pretende en primer lugar aportar al campo de la investigación deportiva en Colombia y de la misma forma a la literatura, por medio de la caracterización de un grupo de deportistas colombianos especializados en atletismo de fondo describiendo algunos factores fisiológicos y biomecánicos. En segundo lugar, determinar cuales son las relaciones entre variables biomecánicas del tronco y pelvis con la actividad muscular del core; información que permite prevenir movimientos incorrectos e influir significativamente sobre la economía de carrera.

Innovar en la descripción del funcionamiento y estabilidad de core durante la ejecución de una carrera a determinada intensidad; con el propósito de establecer el nivel de activación muscular necesario para mantener la intensidad conservando el equilibrio de otras respuestas fisiológicas. La investigación realizada en los últimos años sobre la asociación entre la estabilidad del core y la cinemática de la pelvis es insuficiente; por lo tanto, el objetivo descriptivo del componente muscular permite generar nuevas y objetivas propuestas de entrenamiento del core para mejorar la técnica y economía de carrera.

La estabilidad del core se considera una herramienta útil en la investigación de actividades deportivas y específicamente en la carrera, hay estudios (*Szu-Ping Lee, 2016; Clark, 2016*), que manifiestan beneficios del entrenamiento del core para el rendimiento deportivo. Algunos estudios han establecido que características generales del entrenamiento como el volumen, intensidad, entrenamiento pliométrico influyen en la economía de carrera a causa de mejorar las características neuromusculares (*Barnes, 2015*). Sin embargo, no se encuentra evidencia en relación entre el entrenamiento del core y la economía de carrera. La poca investigación entre estos elementos, manifiesta solamente una relación entre algunos movimientos pélvicos y la activación muscular de *spine erector* con la economía de carrera (*Folland, 2016; Morley, 2019*), omitiendo varios elementos del complejo muscular del core.

Se ha establecido que variables biomecánicas evaluadas en velocidades cercanas al umbral anaeróbico pueden tener una relación aún más fuerte con la economía de carrera, pero esta eventualidad no se ha examinado en detalle con los movimientos de la pelvis que fueron las variables biomecánicas más relevantes en un estudio reciente (*Folland, 2017*). Teniendo en

cuenta otras investigaciones que han documentado relaciones positivas de algunos parámetros biomecánicos con la economía de carrera; se proyecta evaluar la activación muscular del core durante la carrera para describir el comportamiento simultáneo de factores fisiológicos y biomecánicos.

En la actualidad algunas marcas (*SPSports SPI HPU™*, *RunScribe™*, *MilestonePod™*, *Garmin Forerunner™*) utilizan los parámetros biomecánicos para estimar el rendimiento de los corredores. Estos distribuidores han realizado investigaciones sobre la dinámica de carrera estableciendo correlaciones entre factores biomecánicos, lesiones y desequilibrios músculo esqueléticos en grupos poblacionales de europa, africa y norteamerica. Muchos de estos fabricantes utilizan algoritmos patentados de "caja negra" realizando un análisis desconocido (*Willy; 2018*), lo que dificulta la realización de estudios de validación externa para los deportistas y corredores colombianos.

En el desarrollo de este trabajo se plantea la evaluación de la actividad muscular del core, el análisis biomecánico de la carrera y el consumo energético de locomoción necesario para mantener una velocidad sub umbral, con el objetivo de describir la asociación entre variables biomecánicas y fisiológicas que garanticen una mejor economía de carrera.

## 5. MARCO TEÓRICO

En este apartado se desarrollan las siguientes categorías de análisis: Atletismo, biomecánica de la carrera, estabilidad central, rendimiento del corredor, economía de carrera y factores determinantes en la economía de carrera.

### 5.1 ATLETISMO

El atletismo es un deporte de competición que abarca numerosas pruebas realizadas en una pista cubierta o al aire libre. Las principales disciplinas del atletismo son las carreras, lanzamientos, marcha y saltos. Las carreras se dividen en tres modalidades velocidad, medio fondo y fondo, estas pruebas atléticas cubren distancias desde los 50 metros (*m*) lisos hasta la carrera de maratón, 42,195 kilómetros (*km*). Los deportistas que participan en este tipo de carreras se organizan en categorías según la edad y sexo, los grupos establecidos por el Reglamento de la Asociación Internacional de Federaciones de Atletismo (IAAF) son: Sub - 18, Sub - 20, master todo atleta menor de 39 años y de 40 años en adelante se organizan en rangos de 5 años (*World Masters Athletics, 2018*).

Las carreras en velocidad son distancias de 100, 200 y 400 *m* planos; los atletas que ejecutan estas pruebas deben tener una alta velocidad de reacción. El tipo de esfuerzo es grande e intenso y superior al 90% de la máxima capacidad absoluta o potencia máxima. La modalidad de medio fondo son carreras que se realizan en la pista atlética, comprende distancias entre los 800 *m* y 3000 *m*, los atletas realizan esfuerzos que requieren la combinación de velocidad y resistencia, son consideradas pruebas de potencia sub máxima. La modalidad de fondo o larga distancia, son carreras de 5000 *m*, 10000 *m*, media maratón y maratón; su base fundamental es la resistencia aeróbica y la capacidad de mantener un ciclo constante y eficiente durante largos periodos de tiempo.

La carrera es una modalidad de acondicionamiento físico aporta importantes beneficios para la capacidad aeróbica y el mantenimiento de la salud. La carrera de larga distancia se ha convertido en una forma muy popular de realizar actividad física, beneficiando el proceso salud – enfermedad con las diversas adaptaciones cardiovasculares, metabólicas, respiratorias y osteomusculares (*Boraita, 2008*).

La carrera de larga distancia estimula adaptaciones morfológicas y funcionales a nivel cardiovascular, el gasto cardiaco es el elemento central de respuesta al estímulo, se evidencia disminución de la frecuencia cardiaca, aumento del volumen en las cavidades cardiacas e incremento del volumen sistólico. Estudios realizados en deportistas de resistencia establecen el concepto de hipertrofia como incremento de la masa ventricular izquierda, aumento en la capacidad de vasodilatación, permeabilidad capilar y densidad capilar proporcional al

engrosamiento de la pared del miocardio. Estos aspectos ayudan a mantener una adecuada perfusión miocárdica durante la práctica del ejercicio físico, facilitando el flujo sanguíneo del músculo cardíaco (*Laverde, 2011*).

Las adaptaciones del sistema respiratorio en corredores de resistencia son: una mayor habilidad para transportar cantidades adecuadas de oxígeno, modificación de la frecuencia respiratoria, estable en reposo, aumentos leves en ejercicios sub máximos y considerables con ejercicios máximos. También una acentuación combinada entre el volumen corriente y la frecuencia respiratoria, que favorecen una mejor ventilación pulmonar en los esfuerzos máximos; a su vez la diferencia arteriovenosa de oxígeno aumenta en las personas entrenadas, implicando una mayor extracción de oxígeno a nivel de los tejidos y una distribución más efectiva del flujo sanguíneo (*Wilmore, 2014*).

Las adaptaciones metabólicas son reveladas con el aumento del umbral de lactato en el entrenamiento de resistencia, lo que permite alcanzar intensidades más elevadas de esfuerzo sin incrementar el nivel de lactato en sangre. Diversos estudios reportan beneficios del ejercicio físico aeróbico sobre el perfil lipídico, promoviendo una reducción de las lipoproteínas de baja densidad y triglicéridos, con aumento de lipoproteínas de alta densidad. El deportista entrenado aeróbicamente se ejercitará con menores niveles de catecolaminas y mayores niveles de insulina (*Boraita, 2008*).

Las adaptaciones osteomusculares se evalúan a partir de las características de las fibras musculares, capacidad oxidativa, capacidad glucolítica, velocidad contráctil, resistencia a la fatiga y fuerza de la unidad motora; en el ejercicio aeróbico y carreras de fondo a baja intensidad se solicita esencialmente el reclutamiento de las unidades motoras oxidativas lentas, a medida que la intensidad aumenta el sistema nervioso central solicita el reclutamiento de fibras oxidativas rápidas; esta estrategia motora se establece para mantener concentraciones bajas de lactato en relación a la intensidad / tiempo. Cuando el ejercicio alcanza un punto crítico de intensidad cambia el patrón de reclutamiento, donde prevalece un aporte cada vez mayor de fibras glicolíticas rápidas, proceso que aumenta las concentraciones de lactato y el desarrollo súbito de fatiga periférica y central (*Stanley et al; Beneke, 2001*).

La evidencia sustenta que los corredores experimentados tienen un menor riesgo de lesión porque son capaces de desarrollar estas adaptaciones músculo esqueléticas para correr en altas intensidades (*Taunton et al., 2003*). Sin embargo, los corredores de larga distancia presentan una tasa de incidencia anual del 90% (*Satterthwaite, et al.*). Según una revisión la incidencia general de lesiones en corredores de larga distancia se presenta en las extremidades inferiores (*Van Gent et al., 2007*). El sitio más común de lesión es la rodilla (7.2 – 50.0%), seguido de la parte inferior de la pierna (9.0 – 32.2%), el pie (5.7 – 39.3%) y

la parte superior de la pierna (3.4 – 38.1%). Siendo en menor proporción las lesiones en el tobillo (3.9 – 16.6%) y la cadera / pelvis (3.3 – 11.5%) (*Satterthwaite, et al.*).

Las principales lesiones músculo esqueléticas en el atletismo, referentes a la carrera de larga distancia se producen debido al aumento repentino de kilómetros en carrera, cambio en el volumen de entrenamiento (*Macera et al., 1991*), sobrecarga y/o mala alineación de las estructuras músculo esqueléticas (*Olson et al. 2011*). La predominancia de lesiones son el síndrome de estrés tibial medial (Incidencia: 13,6 - 20,0%; prevalencia: 9,5%), tendinopatía de Aquiles (Incidencia: 9,1 - 10,9%; prevalencia: 6,2 - 9.5%), síndrome patelofemoral (Incidencia: 8%) y fascitis plantar (Incidencia: 4.5 - 10%; prevalencia: 5.2 - 17.5%) (*Lopes, 2012*). La mediana del tiempo de recuperación para todo tipo de lesiones es de 56 días y para el síndrome de estrés tibial medial fue el diagnóstico con el tiempo medio más largo de recuperación, 70 días (*Mulvad, 2018*).

La evidencia preliminar ha establecido asociaciones entre la inestabilidad del core y el desarrollo de lesiones en las extremidades inferiores (*Zazulak, 2005; Hibbs, 2008; Segarra, 2012; Blaiser, 2016*), instaurando que un déficit de los músculos estabilizadores del tronco y reclutamiento inadecuado del core aumentan la fuerza de compresión en las vértebras lumbares superiores (*Raabet, 2017*). Igualmente, una excesiva inclinación pélvica anterior y lateral genera aumento de tensión en la columna lumbar e isquiotibiales y movimientos asimétricos en la cadera. Estos movimientos se encuentran asociados con síndrome de banda iliotibial, hamstring strain, dolor patello femoral, tendinitis patelar y dolor de espalda baja. (*Brukner, et al., Hibbs et al.*) y por ultimo los movimientos excesivos de la rotación pélvica se asocian con disfunción de la articulación sacro iliaca (*Schache, et al.*).

## 5.2 BIOMECÁNICA DE LA CARRERA

The British Association of Sport and Exercise Sciences conceptualizó la biomecánica del deporte y del ejercicio como el área encargada en describir, estudiar y analizar la mecánica del movimiento humano y el gesto deportivo (*Coldeportes, 2015*); el análisis en la biomecánica de carrera se refiere a comprender la estructura, función y capacidad de cada uno de los segmentos corporales en la cadena cinética general con el propósito de conseguir la máxima eficiencia cuidando la seguridad del deportista.

Se define carrera como la sucesión de saltos, donde los miembros inferiores participan como ejecutores del movimiento y la parte superior del cuerpo trabaja compensando y equilibrando el cuerpo (*Novacheck, et al.*). Durante el análisis cinemático de la carrera se puede determinar diversos parámetros espacio temporales como el tiempo de paso (*duración entre el contacto*

*inicial del pie al contacto inicial del pie contralateral), tiempo de zancada (duración de contacto inicial del pie hasta el contacto inicial consecutivo del mismo pie), velocidad de paso o zancada (cantidad de pasos / zancadas por segundo), tiempo de contacto con el suelo (duración del contacto de un pie hasta el despegue), tiempo de vuelo (duración entre el contacto final del pie al contacto inicial del pie contralateral), tiempo de balanceo (duración entre el despegue de un pie hasta el contacto inicial consecutivo del mismo pie); paso o longitud de zancada (distancia cubierta dentro de un paso o zancada) y amplitud de oscilación del centro de masa (CM) en distancia vertical y distancia horizontal del CM al contacto inicial del pie (Stöggl, 2016).*

Comprendiendo la dinámica de la carrera y los parámetros anteriormente mencionados, esta acción implica que el cuerpo absorba fuerzas de impacto unilaterales, cíclicas y asimétricas. El ciclo de zancada es la unidad básica para medir la carrera, durante la zancada se establecen tres fases de análisis apoyo, impulso y balanceo (Novacheck, et al.). (Figura 1.)

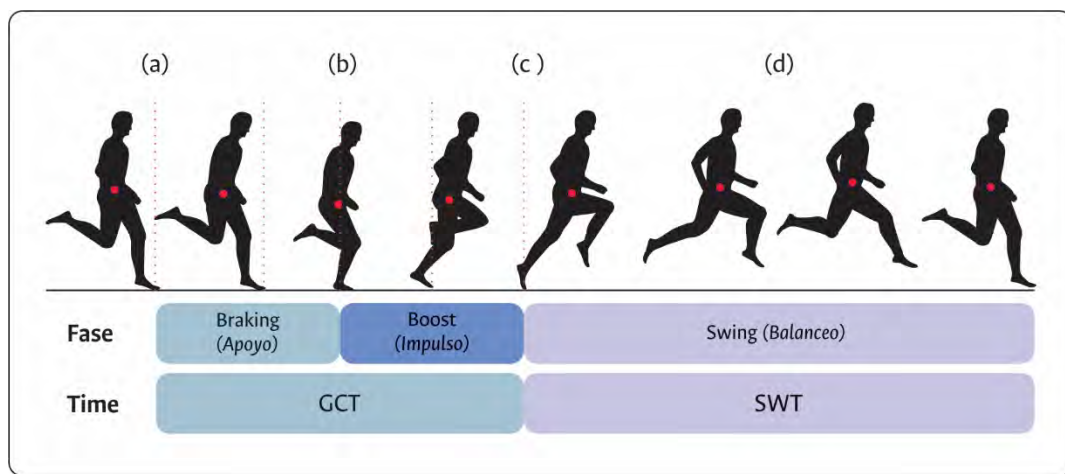


Figura 1. Ciclo de zancada. Fuente de elaboración propia.

### 5.2.1 Fase de apoyo

La fase de apoyo inicia cuando el corredor hace el primer contacto entre el pie y el suelo, ligeramente por delante del centro de masa del corredor (Figura 1 (a)); transcurre un tiempo durante el cual la perpendicular trazada desde el centro de masa del atleta coincide con su base de sustentación (Figura 1 (b)), esta fase se caracteriza por el trabajo excéntrico de los músculos en la extremidad inferior, en particular el cuádriceps que atenúa la carga sobre el corredor (Hamner et al; 2010). El CM efectúa un movimiento hacia abajo, relacionado con la flexión de la cadera, rodilla y tobillo, solicitando la activación muscular de la banda

iliotibial para contrarrestar el descenso de la cadera. Un movimiento reducido del CM y una mayor flexión de rodilla están asociados como factores de una mejor EC (Stöggl, 2016).

El proceso de amortiguación se realiza inicialmente por la articulación del pie y la parte inferior de la pierna, este impacto induce la activación de la articulación subtalar, que provoca la pronación del pie, en conjunto la fascia plantar se estira para permitir que el pie se expanda y absorba la energía del aterrizaje. La fuerza de impacto ocurre durante los primeros 20 – 30 ms de postura dentro de la fase excéntrica (Nigg, 2010), este tiempo de desaceleración debe ser muy pequeño para evitar la pérdida de velocidad durante la fase de apoyo (Nummela et al., 2007).

Los movimientos de dorsiflexión, flexión de rodilla y cadera, distribuyen las fuerzas del impacto y atenua la desaceleración a través de la cadena cinética cerrada, los músculos recto femoral y gastrocnemio transfiere la energía del impacto de distal a proximal, a través de los ejes mecánicos de la rodilla, cadera, pelvis y la región lumbosacra hasta la columna vertebral. (Figura 2.)

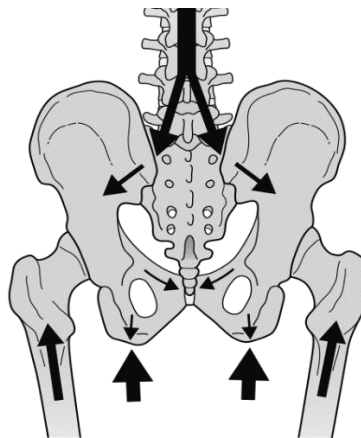


Figura 2. Diagrama de fuerzas en el complejo lumbo pélvico. Fuente: Schamberger, 2016.

Es importante describir el primer contacto del pie con el suelo o patrón de pisada; Supinación, contacto con el borde externo del pie o Pronación, contacto con el borde interno del pie; esta característica es un factor fundamental para la distribución de las fuerzas a través de la cadena cinética cerrada. (Figura 3)

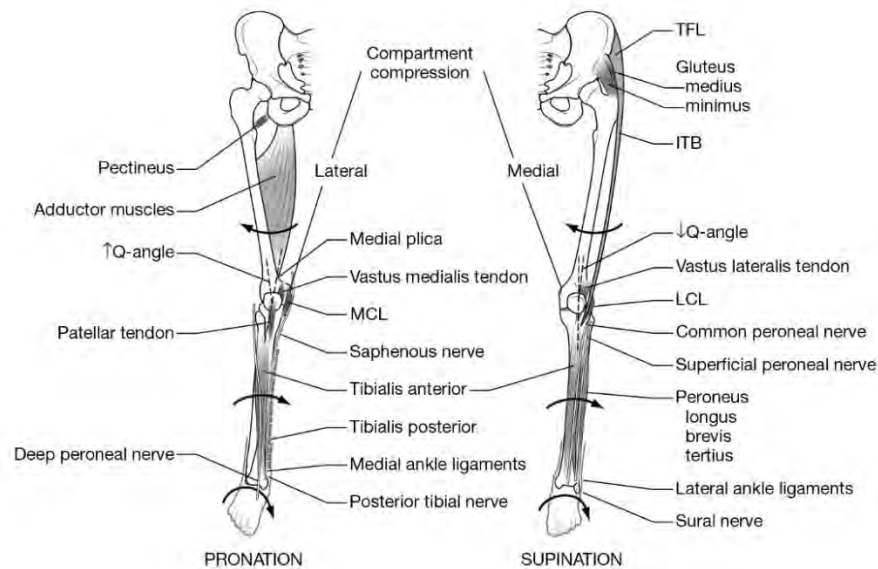


Figura 3. Cadena muscular para supinación y pronación. Fuente: Schamberger, 2016.

En pronación se produce una abducción del ante pie, la articulación del tobillo realiza dorsiflexión y rota internamente la tibia. La rodilla está en semi flexión y valgo, generando una flexión, aducción y rotación interna de la cadera, la pelvis ipsilateral se mueve en anteversión y se eleva para rotar hacia el lado de la pronación (Nicola, 2012). Un exceso de pronación, genera una inclinación progresiva hacia adentro de la rodilla, aumento del ángulo Q, apertura del compartimiento medial y mayor compresión en el compartimiento lateral. (Figura 4) Esta distribución de fuerzas aumenta el estrés en estructuras como el ligamento colateral medial y compartimento patelofemoral / tendón rotuliano.

En supinación se produce una aducción del ante pie, rotación externa en la articulación del tobillo y la tibia, la rodilla adopta una posición en varo. Produciendo una extensión, abducción y rotación externa de la cadera; la pelvis se mueve en retroversión y se deprime en el lado ipsilateral de la supinación (Nicola, 2012). Un exceso de supinación, genera que la rodilla manifieste una alineación neutral con disminución del ángulo Q, apertura del compartimiento lateral y mayor compresión del compartimiento medial. (Figura 4) Esta distribución de fuerzas aumenta el estrés en estructuras como el ligamento colateral lateral e inserción de la banda iliotibial (IT) (Masi, et al.).



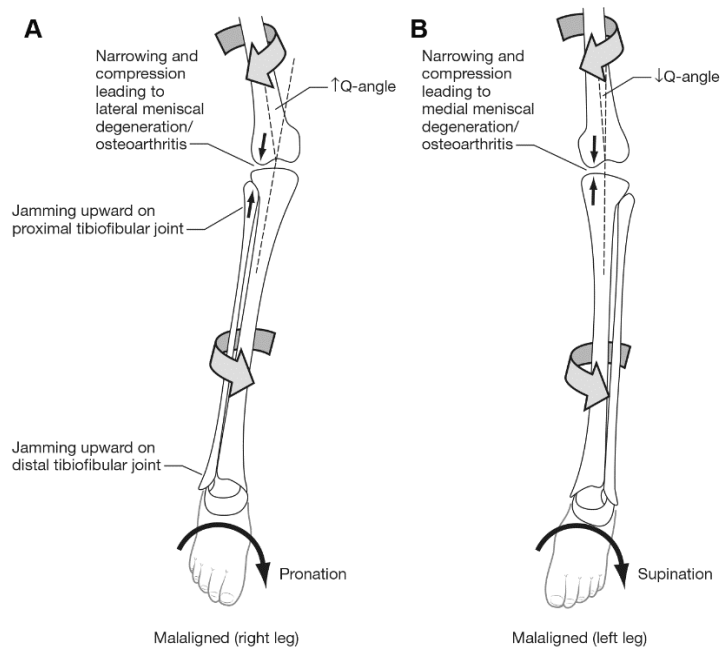


Figura 4. Fuerzas de compresión en supinación y pronación. Fuente: Schamberger, 2016.

### 5.2.2 Fase de impulso

La fase de impulso inicia cuando el centro de masa se encuentra en la misma perpendicular con el punto de apoyo (Figura 1 (b)), la función de esta posición es atenuar toda la masa corporal del corredor, momento y lugar donde la rodilla se flexiona al máximo (Malinzak et al. 2001), luego el CM se desplaza hacia delante de la línea perpendicular (Figura 1 (c)); esta fase se caracteriza por el trabajo concéntrico para extender la articulación del tobillo, rodilla y cadera generando una fuerza de empuje activo desde el suelo.

Los músculos soleus y gastrocnemius son los principales contribuyentes de la aceleración hacia adelante y vertical del CM (Hamner et al. 2010). La estabilización isométrica de la columna lumbar y la cadera esta relacionada con la optimización de fuerzas de torque para la rodilla (Baker, 2016). Se ha determinado que las fuerzas de impulso horizontales constituyen más de un tercio del costo metabólico total requerido para correr a una velocidad constante. (Chang, et al.) Autores describen que un balance entre las fuerzas en la fase de apoyo e impulso es beneficioso para la economía de carrera.

### 5.2.3 Fase de Balanceo

La fase de balanceo hace referencia al periodo de tiempo donde el cuerpo se encuentra sin contacto con el suelo (*Figura 1 (d)*), la cadera se flexiona y la pierna va hacia adelante, solicitando una dorsiflexión del pie mediante la contracción de los músculos tibial anterior, extensor de los dedos y peroné anterior, continuo a este movimiento la extensión de rodilla es compensada por la musculatura glútea y los isquiotibiales. La fase de balanceo termina cuando el pie realiza contacto con el suelo y comienza la fase de apoyo nuevamente.

Durante la fase de balanceo, la rodilla se flexionará al máximo entre 90° y 130° dependiendo de la velocidad, el recto femoral se contrae de manera excéntrica para evitar la flexión excesiva de la rodilla y los isquiotibiales se contraen excéntricamente durante la oscilación para evitar una hiperextensión, el cuádriceps tiene la función principal de extender la rodilla.

### 5.2.4 Movimientos del tronco

Los componentes dinámicos del torso superior consisten en las costillas, el esternón, vértebras torácicas y lumbares. Los músculos del core absorben y distribuyen las fuerzas de impacto y permiten movimientos de una manera controlada y eficiente, este grupo muscular funciona al unánime para permitir la respiración durante la carrera.

El movimiento de flexó – extensión del tronco es una variable importante durante la carrera, se presenta un patrón de 2 oscilaciones completas por ciclo de zancada. La máxima extensión del tronco ocurre antes del contacto inicial con el suelo, después se flexiona con respuesta a la carga y la desaceleración, este ángulo de flexión se reporta entre (2.4 ° - 13°) a velocidades de (2 – 7.4 m/s) (*Schache, et al.*). Cuando el CM y punto de contacto están sobre la misma perpendicular el tronco vuelve hacia la extensión preparándose para la fase de impulso (*Thorstensson, et al.*).

Los movimientos de inclinación lateral del tronco se manifiestan con un desplazamiento hacia el lado del apoyo antes del contacto inicial. Los movimientos rotacionales del tronco trabajan en sinergia con la extensión de la pierna posterior y la columna superior hacia delante en sincronismo con el movimiento del brazo para mantener el equilibrio (*Perpiña, 2017*). La acción principal de la rotación del tronco la llevan acabo los oblicuos del abdomen su estructura en forma de espiral alrededor de la zona confiere una gran eficacia. Cuando se realiza una rotación hacia la izquierda se desarrolla una sinergia entre el oblicuo mayor derecho y oblicuo menor izquierdo porque sus fibras musculares se prolongan en la misma dirección (*Kapandji, et al.*).

### 5.2.5 Movimientos de la pelvis

El complejo lumbo-pélvico proporciona estabilidad central permitiendo que las extremidades se extiendan. La función pélvica se fundamenta en la simetría durante el ciclo de carrera. En cada fase de apoyo se transmiten fuerzas de reacción con el suelo y del peso del tronco inclinado hacia el lado del apoyo, lo que produce un movimiento de anteversión de la pelvis y una elevación de la articulación coxofemoral, mientras que en el lado opuesto la articulación coxofemoral tiende a descender por acción del peso de la pierna en oscilación (Kapandji, et al.). El rango de movimiento de flexión y extensión de la pelvis durante la carrera está establecido entre ( $15^{\circ}$  -  $20^{\circ}$ ) (Schache, et al.). Si la velocidad en carrera aumenta, el ángulo medio se desplaza hacia anterior y el rango dinámico puede aumentar, pero debe ser mínimo para conservar la energía y mantener la eficiencia de la carrera (Schache, et al.). Los músculos que realizan esta acción son el recto abdominal que une directamente el apéndice xifoides a la sínfisis pubica, reforzado por el oblicuo mayor y menor que unen el borde inferior del torax al borde superior de la pelvis. Las fuerzas proyectadas por el recto abdominal se constituyen como un tensor directo y los oblicuos como tensores diagonales (Kapandji, et al.).

Los cambios en los rangos de movimiento de la pelvis y las extremidades inferiores pueden afectar el ciclo de carrera provocando asimetrías en las fases de apoyo y balanceo. Las estrategias compensatorias alteran la dinámica de carrera, disminuyendo la eficiencia y aumentando los costos de energía. Cuando se establecen movimientos excesivos de anteversión se manifiesta un aumento de tensión en el bíceps femoral y glúteo máximo; y disminuye la tensión en el complejo iliaco, recto femoral y tensor de la fascia lata. Al presentarse un mayor movimiento en retroversión las tensiones opuestas ocurren. (Figura 5.)

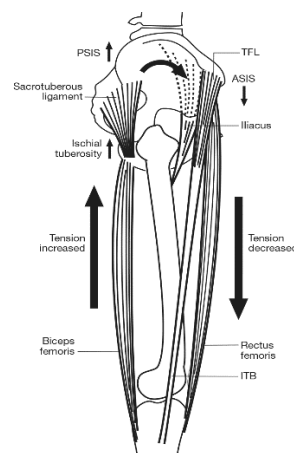


Figura 5. Fuerzas de tensión muscular en anteversión. Fuente: Schamberger, 2016.

La oblicuidad pélvica tiene la función de absorción del golpe y el control suave del ascenso y descenso del CM (*Brubaker, et al.*); la máxima oblicuidad hacia abajo se manifiesta en el momento final de la fase de impulso, asistida por la extensión de cadera (*Schache et al.*). Diversos autores describen rangos dinámicos de oblicuidad a distintas velocidades ( $7^\circ - 12^\circ$ ) (*Novacheck, et al.*) y ( $16^\circ - 22^\circ$ ) (*Mann, et al.*). No hay datos que especifiquen rangos adecuados para la economía de carrera. Los movimientos rotacionales de la pelvis están asociados con rotación externa durante el contacto inicial con el suelo, la pelvis se sitúa en ligera rotación externa para ayudar en la disminución del componente posterior de las fuerzas de reacción del suelo (*Novacheck, et al.*). En la fase de impulso la pelvis se sitúa en rotación interna posición que maximiza la fuerza de propulsión horizontal y evita la pérdida de energía potencial. El rango dinámico establecido para la rotación está entre ( $16^\circ - 18^\circ$ ) (*Schache, et al.*).

Se ha postulado que una mecánica pélvica anormal puede influir en el rendimiento, en el costo energético de locomoción o provocar alguna lesión a causa de músculos débiles o tensos que se adhieren a la pelvis. Estudios demostraron que las mujeres presentan una mayor extensión y rotación interna de la cadera, mayor flexión y rotación externa del tronco en comparación con los hombres (*Hannigan, 2017; Perpiña, 2017*). Además, se estableció que la fuerza muscular de la cadera no explica la mayor parte de la variación en la cinemática de cadera, pelvis y tronco para ambos sexos (*Hannigan, 2017*), es necesario describir la contribución de los músculos del core.

### 5.2.6 Core – Estabilidad Central

Actualmente no hay consenso sobre la definición y medición de la estabilidad del core, diversos autores han definido la estabilidad del core como: "Proceso dinámico de controlar la posición estática en el contexto funcional, pero permitiendo que el tronco se mueva bajo control en otras situaciones" (*Hodges, 2004*); "Capacidad de utilizar la fuerza y resistencia muscular para controlar la columna y realizar actividades funcionales y deportivas" (*Bliss & Teeple, 2005*); "Capacidad del complejo lumbo-pélvico-cadera de reponer el equilibrio tras una perturbación sin encorvamiento de la columna vertebral" (*Willson, 2005*) y "Capacidad de control de la posición y movimiento del tronco sobre la pelvis para permitir una óptima producción, transferencia, y control de la fuerza a los segmentos distales" (*Kibler, 2006*).

La estabilidad del core es un concepto funcional que engloba la integración de la zona lumbar, sacro coccígea y pélvica, denominado el complejo lumbo – pélvico (*Segarra, 2014*); zona donde convergen diversas estructuras musculares, osteo - ligamentosas y de control neural. La integración de estas estructuras permite un adecuado control de la estabilidad corporal, óptimo funcionamiento en la realización de tareas y ejecución de actividades que

realizan los miembros superiores e inferiores de forma combinada o secuencial; con una mayor eficacia y seguridad a nivel raquídeo (Acevedo, 2016).

El core fue descrito como una caja anatómica y un complejo muscular de 29 pares, ubicados en: zona anterior (abdominales), posterior (paraespinales y glúteos), superior (diafragma) e inferior (piso pélvico) (Richardson, et al.). Estos músculos se pueden clasificar funcionalmente en dos grupos, músculos superficiales y profundos (Willson et al., 2005). Los músculos superficiales funcionan principalmente para producir movimiento y transmisión de fuerzas desde la caja torácica y la pelvis a las extremidades (Bergmark, et al.). Los músculos profundos se unen directamente a las vértebras lumbares para estabilizar la zona lumbar (Fredericson & Moore, 2005).

La estabilidad central puede ser definida como la capacidad de respuesta que presenta nuestro sistema raquídeo de resistir en su zona de seguridad o neutra ante las demandas de movimiento segmentario y ante cualquier perturbación del centro de gravedad. El ejercicio físico como correr, montar bicicleta y caminar, inducen alteraciones mecánicas y fisiológicas importantes en el sistema músculo esquelético que probablemente afecten el control postural (Nagy et al., 2004; Vuillerme & Hintzy, 2007); correr solicita diversos grupos musculares, induciendo fatiga muscular debido a la repetición de movimientos segmentarios en el tobillo, rodilla, cadera y columna lumbar que causan un deterioro del control postural (Paillard, 2012).

Autores relacionan el deterioro del control postural durante el ejercicio físico con intensidades superiores al 70% del umbral ventilatorio o cercanas al umbral de lactato (Mello et al, 2010). La activación muscular varía según los umbrales de estimulación, las fibras oxidativas lentas (I) pueden ser reclutadas en todos los niveles de intensidad, mientras que las fibras oxidativas - glucolíticas (IIa) y glucolíticas rápidas (IIb) se reclutan ante intensidades del >40% y >75% del  $VO_{2m\acute{a}x}$  respectivamente (Egan & Zierath, 2013). Para ejercicios prolongados y continuos se asocia con intensidades superiores al 60%  $VO_{2m\acute{a}x}$  durante 60 minutos (Paillard, 2012).

Estudios han determinado que las mediciones más confiables para evaluar la estabilidad del core son las pruebas de resistencia (Waldhelm, 2012), la evaluación durante un ejercicio físico en intensidad sub umbral garantiza el reclutamiento de diversas fibras induciendo una fatiga de transmisión, estas alteraciones periféricas del sistema neuromuscular pueden generar perturbaciones y cambios en el reclutamiento muscular, rango de movimiento y velocidad de movimiento (Enoka, et al.); se ha establecido que la fatiga en la musculatura proximal, extensora y de la extremidad inferior degrada el control postural más que la musculatura distal y flexora (Paillard, 2012).

### 5.2.7 Entrenamiento en la estabilidad del core

El entrenamiento del core es conocido como un elemento fundamental en la planificación deportiva; el principio de la estabilidad del core es considerado relevante en la formación deportiva, para la prevención de lesiones y como una modalidad de tratamiento para la rehabilitación de diversas condiciones músculo esqueléticas (*Lederman, 2010*); su desarrollo es necesario para garantizar el óptimo estado del sistema muscular y de control motor para el equilibrio funcional estático y dinámico (*Segarra, 2014*).

Para fortalecer la estabilidad del core se deben estimular y trabajar una variedad de músculos que estabilizan la columna vertebral, tronco y pelvis; estos grupos musculares ayudan a controlar los movimientos, hacer transferencias de energía y proyección de tensiones; la presencia de músculos débiles genera una disminución de la curva anatómica lumbar, incrementando fuerzas de cizallamiento entre los cuerpos vertebrales. Investigaciones correlacionan el entrenamiento del core con la prevención (*Akuthota et al., 2008, McGill et al., 2010*) y rehabilitación (*McGill et al., 2007; Kumar et al., 2009*) de la lumbalgia; se corrigen posturas, mejora ritmo respiratorio y aumenta la calidad de vida; pero existe menos investigación sobre los beneficios del entrenamiento del core para atletas élite y su relación con el rendimiento deportivo (*Hibbs et al., 2008; Clark et al., 2006*).

Algunos estudios promueven programas de entrenamiento del core para la carrera, sin proporcionar una consistente base científica y otros estudios cuestionan las afirmaciones teóricas sobre la estabilidad del core en la mejora del rendimiento atlético. Autores correlacionaron el déficit de control neuromuscular en la estabilidad del core con la aparición de lesiones en la columna lumbar y en los miembros inferiores (*Ballantyne et al., 2004; Stickler et al, 2015*); otros manifiestan que fatiga muscular del piso pélvico y el core produce exceso de movimiento en los planos frontal y transversal del tronco lo cual disminuye la eficiencia de los movimientos (*Clark, 2016*), y algunos establecen que fortalecimiento muscular del core produce adaptaciones en la biomecánica lumbar, presentando una reducción en el ángulo de extensión durante la carrera, asistido de una reducida activación de la musculatura paravertebral (*Szu-Ping Lee, 2016*). En la cinemática articular del segmento lumbo-pélvico son pocos estudios que se conocen durante la carrera.

## 5.3 RENDIMIENTO DEL CORREDOR DE FONDO

El rendimiento de un atleta está condicionado por diversos factores que han sido estudiados desde diferentes áreas: biomecánica (*Aguado et al., Campos et al., Perpiña et al., Ogueta et al., Stöggl et al.*); psicología deportiva (*Lorenzo et al.; Ruiz, et al.*) y fisiología del ejercicio

(*Manso et al., López et al.*). A pesar de numerosos estudios por establecer la interrelación de algunos factores, no ha sido fácil determinar el grado de importancia de cada uno de ellos, por la convergencia de diversas variables.

El rendimiento en las carreras de resistencia depende de tres factores, consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2máx}$ ), umbral anaeróbico ( $\% VO_{2máx}$ ) y economía de carrera (EC), estas variables ostentan interrelaciones entre sí y correlaciones muy significativas con el rendimiento de deportistas. La revisión descrita a continuación está enfocada en el factor de la EC.

#### 5.4 ECONOMÍA DE CARRERA (EC)

La economía de carrera es un factor fisiológico primario y significativo para los atletas de resistencia, generalmente describe el consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) en estado estable a una velocidad de carrera sub máxima o el costo energético de locomoción (LEc) para cubrir una distancia determinada. La economía de carrera especifica la demanda aeróbica mediante el  $VO_2$  expresado en múltiples formas ( $LO_2/min$ ;  $mLO_2/kg/min$  y  $mLO_2/kg/km$ ) (*Lucía et al., 2006*), como estos valores no parecen ser suficientemente discriminativos entre poblaciones muy similares, los últimos estudios sobre la medición de EC (*Shaw, Ingham & Folland, 2014*), proponen expresarla en términos de gasto energético ( $kcal/kg/km$ ), para adjuntar los aportes discriminativos del cociente respiratorio, la contribución anaeróbica y la independencia del  $VO_2$  con la velocidad de carrera (*Ogueta, 2016*); estudios revelan que la medición de EC en velocidades cercanas al punto de inflexión de lactato, no es adecuado determinarse a partir de las mediciones de  $VO_2$  debido a la participación anaeróbica (*Andrew et al.; 2014*); autores han descrito que el  $VO_2$  tiene poca validez para evaluar la EC, la evidencia ha justificado consistentemente que el  $VO_2$  es independiente de la velocidad de carrera, por otra parte el LEc ( $kcal/kg/km$ ) está relacionado positivamente a los cambios en la velocidad (*Molligan, 2018*).

La evaluación de la economía de carrera se ha incrementado durante la última década y desempeña un papel importante en las pruebas de capacidad aeróbica para los deportes de resistencia. La medición de EC puede ser valiosa para interpretar algunas respuestas fisiológicas, también es relevante para grupos homogéneos (corredores de larga distancia con  $VO_{2máx}$  similar), porque la EC se establece como el mejor predictor de rendimiento. Individuos con mejor EC exhiben menor  $VO_2$  logrando una carrera más rápida y eficiente, debido a la disminución de la demanda metabólica (*Smoliga, 2017*).

En conclusión, la economía de carrera no es simplemente el gasto energético o  $VO_2$  a una velocidad específica; la EC es un concepto complejo y multifactorial que expresa la

integración de una variedad de características metabólicas, cardiorrespiratorias, biomecánicas y neuromusculares exclusivas del individuo.

## 5.5 FACTORES DETERMINANTES EN LA ECONOMÍA DE CARRERA

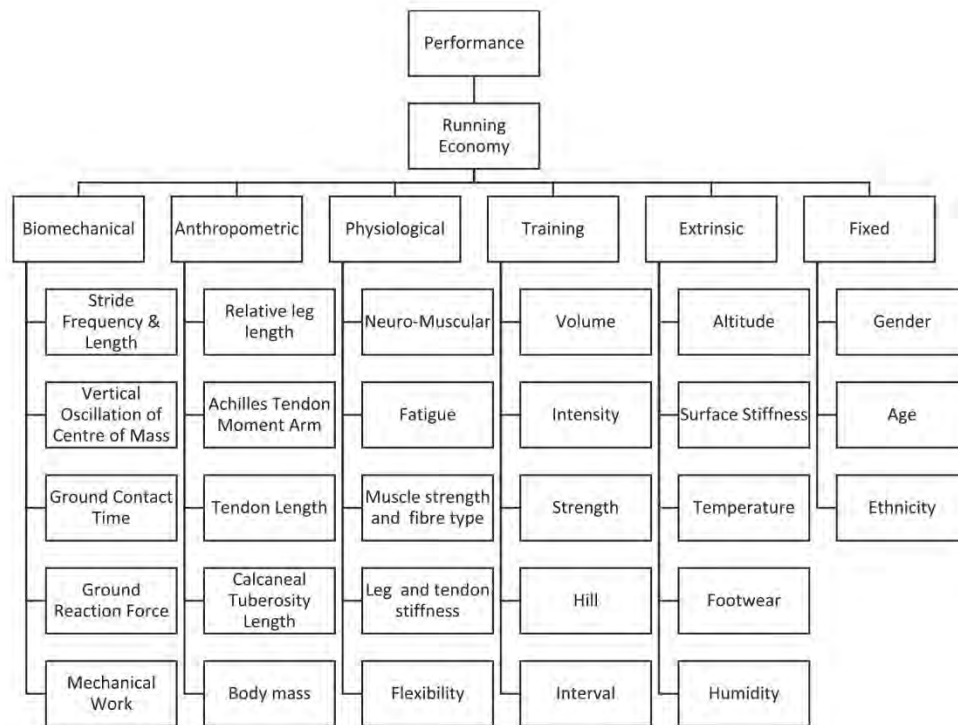


Figura 6. Factores determinantes para la economía de carrera. Fuente: O Sullivan, 2019

Son diversos factores interindividuales los que pueden influir en la economía de carrera; (Figura 6) (Drum, 2019) los factores fisiológicos y biomecánicos son los más estudiados debido a la multiplicidad de variables que pueden influir en la EC, mediante adaptaciones metabólicas dentro del músculo, como el aumento de las mitocondrias y enzimas oxidativas, la capacidad de almacenar y liberar energía elástica mediante el aumento de la rigidez de los músculos y patrones de movimiento más eficientes provocando menor energía desperdiciada en las fuerzas de frenado e impulso de la carrera (Saunders, 2004).



### 5.5.1 FACTORES BIOMECÁNICOS

Diversos autores han destacado la importancia que puede tener los factores biomecánicos sobre la EC; estudios han expuesto correlaciones significativas entre parámetros espaciotemporales como la oscilación vertical del centro de masa (CM), frecuencia (SF) y longitud de zancada (SL), tiempo de contacto con el suelo (GCT), factor dutty (DF) y variables cinemáticas, como rangos de movimiento en el tronco, cadera, rodilla y tobillo en la fase de impulso de la carrera (*Tartaruga, 2012*).

Se ha postulado considerablemente que la amplitud de la CM está relacionada con la EC, estudios describen asociaciones positivas entre la disminución de la CM y el incremento de EC; desde un enfoque mecánico se establece que esta asociación puede reducir el L<sub>EC</sub>, debido a un menor impulso vertical y a su vez menor trabajo contra gravedad instaurando un movimiento más eficiente (*Teunissen, 2007*). Además, los cambios en la velocidad horizontal del CM se relacionan con el deterioro EC, durante los periodos de desaceleración y aceleración del CM se puede determinar el costo de energía en locomoción; poca evidencia sugiere que mantener una velocidad horizontal constante del centro de masa se correlaciona con una mejor EC (*Folland, 2017*). Estudios en la cinemática del tronco en el plano sagital y coronal, presentan variabilidad y poca simetría de un paso a otro y relacionaron estas alteraciones detectables en CM cuando se manifiesta un estado de fatiga durante la carrera (*Barnes, 2019*). La sumatoria de estas variaciones puede instaurar modificaciones biomecánicas reduciendo de tal manera el rendimiento y la EC, al demandar un mayor gasto de energía (*Drum, 2019*).

Los parámetros espacio temporales GCT y SF han demostrado correlaciones significativas con la EC, un mayor GCT a una velocidad de carrera determinada afecta negativamente la EC, (*Mooses, 2018*) y el aumento en la SF se relacionó de forma positiva con la EC; estudios han reportado diversas SF, *Kyrolainen et al.*, reportó SF = 2.79 Hz a 11.7 km/h; *Ogueta et al.*, SF = 2.76 Hz a 13.3 km/h (Velocidad en VT<sub>2</sub>); *Storen et al.*, SF = 2.97 Hz a 15 km/h (70% del VO<sub>2máx</sub>) (*Ogueta, 2011*).

La cinemática de algunos segmentos corporales ha revelado correlaciones positivas de moderadas a grandes con la EC, el rango de movimiento (ROM) de abducción / aducción de rodilla y cadera durante la fase de contacto son predictores de una mejor EC y representan el 44% de la varianza de EC (*Pizzuto, 2019*); otro estudio más metódico identificó mediante un modelo de regresión que la combinación de tres variables cinemáticas velocidad horizontal mínima de la pelvis, oscilación de la pelvis durante el contacto con el suelo normalizado a la altura y ROM de la rodilla en el

plano sagital durante el contacto con el suelo, explican el 39,4% de la varianza en L<sub>EC</sub> (Folland, 2016).

En conclusión, la cinemática de segmentos produce variaciones que influyen en la EC, y la mayor oscilación se relacionó con un mayor costo de energía, menor velocidad para el punto de inflexión de lactato y peor rendimiento; conjuntamente la evidencia muestra que muchos de los factores biomecánicos identificados ocurren durante la fase de contacto / impulso, indicando que esta fase tiene las relaciones más fuertes y directas con EC.

### 5.5.2 FACTORES FISIOLÓGICOS

Las variables fisiológicas  $VO_{2máx}$ , los puntos de inflexión metabólica sub máxima como los umbrales de ventilación pulmonar ( $VT_1$ ,  $VT_2$ ), los umbrales de lactato (LT), la velocidad aeróbica máxima (MAS) o la velocidad máxima ( $V_{Pico}$ : la velocidad más alta alcanzada al final de la prueba) son variables regularmente utilizadas para estimar y monitorear el rendimiento y la economía de carrera durante los entrenamientos y competencias (Cerezueta, 2018). La EC generalmente desciende con la duración prolongada de una carrera, estos cambios se deben a la duración e intensidad del ejercicio, la interpretación de la EC como el costo metabólico para cubrir una distancia, se ha considerado el mejor predictor de rendimiento para grupos homogéneos con  $VO_{2máx}$  similar (Pizzuto, 2019).

Estudios han establecido variaciones de la EC durante la ejecución de una carrera prolongada, se manifiestan cambios en la absorción de oxígeno del 4.4% durante 40 minutos al 80%  $VO_{2máx}$ , 6.6% durante 60 minutos al 70%  $VO_{2máx}$  y 9.5% durante 60 minutos a 80%  $VO_{2máx}$ . Adicional, se han observado cambios en la EC durante una carrera de 5 km a una intensidad del 80 - 85%  $VO_{2máx}$  revelando un aumento promedio en la absorción de oxígeno del 3.3% para los hombres y de 2% para las mujeres, el origen de estas variaciones se desconoce, pero se presentan hipótesis en la literatura que el aumento en la absorción de oxígeno se debe a la fatiga neuromuscular (Mulligan, 2018). Alteraciones neuromusculares pueden inducir en cambios cinemáticos y cinéticos durante una carrera de larga distancia y contribuir a una reducción en la economía de carrera de hasta un 15% (Hunter, 2007; Kyrolainen et al., 2000). La relación intuitiva entre la actividad muscular y la EC procede de los músculos que necesitan oxígeno para estar activos, poder controlar los patrones de movimiento y estabilizar las articulaciones. Se establece que una mayor activación muscular solicita un mayor  $VO_2$  alterando la EC (Moore, 2016). Estudios han demostrado correlaciones significativas entre la activación muscular y  $VO_2$ , una

mayor activación de los músculos semitendinoso y recto femoral durante la fase de contacto (*Tartaruga, 2012*); una mayor activación del gastrocnemio durante la propulsión y del bíceps femoral durante el frenado (*Moore, 2016*) asociados a una mayor absorción de oxígeno. La fatiga local en la musculatura central es un factor asociado con decremento del rendimiento manifestando la dificultad de mantener eficiencia durante la carrera (*Drum, 2019*).

La combinación con otras variables como el umbral anaeróbico determinado mediante umbrales ventilatorios, se encuentra relacionada con cambios en la biomecánica de la carrera fundamentalmente el DF, SF y SL generando variaciones en la EC. El umbral anaeróbico fue definido por *Davis et al.*, como la intensidad del ejercicio o %  $VO_{2máx}$ , donde la concentración de lactato en sangre comienza a aumentar exponencialmente durante un ejercicio continuo de alta intensidad; los autores *Collins & Thomas et al.*, reportaron cambios negativos del 5% en la EC cuando se superaba el umbral anaeróbico, otro estudio más reciente reporto deterioro en la EC con un aumento del 5.5% en el  $VO_2$  cuando se incrementan los niveles de lactato de 3 a 5 mmol/L en la carrera (*Jan Hoff, 2016*).

### 5.5.3 FACTORES ANTROPOMÉTRICOS

Las características antropométricas como la altura, peso, dimensiones de las extremidades, grasa corporal e índice de masa corporal; se han abordado como posibles influencias en la EC. La particularidad en un atleta de resistencia es baja masa corporal, porcentajes de grasa corporal (~8.0%) y somatotipo con alta ectomorfa, variables correlacionadas positivamente con un mayor rendimiento de resistencia (*Lorenz, 2013*).

Diferentes estudios han comprobado que características antropométricas como peso, índice de masa corporal (IMC), porcentaje de masa grasa y sumatoria de pliegues cutáneos son esenciales para conseguir una buena EC (*McCann y Higginson, 2008*; *Støren y col., 2011*); la autora *Lucia et al.*, (2006) reportó que los corredores con mejor EC presentaban asociaciones significativas con valores más bajos en IMC, sumatoria de pliegues cutáneos y perímetros del gemelo y tobillo; otras investigaciones más recientes han correlacionado positivamente el LEc absoluto con la masa corporal y el IMC en ambos sexos; en términos de composición corporal una mayor masa magra y masa grasa estuvieron asociados con LEc Absoluto en ambos sexos y solamente la masa ósea estuvo correlacionada con el género femenino (*Black, 2019*).

Pocas variables antropométricas y de composición corporal se asociaron con L<sub>Ec</sub> relativo, para hombres el IMC se relacionó positivamente con L<sub>Ec</sub> relativo, es decir, un IMC mayor se asoció con un mayor costo de energía por kilogramo de masa; el porcentaje de masa ósea se relacionó negativamente con L<sub>Ec</sub> relativo, es decir, mayor porcentaje de masa ósea menor L<sub>Ec</sub> relativo; para las mujeres solo los perímetros normalizados del antebrazo y el perímetro promedio se relacionaron positivamente con L<sub>Ec</sub> relativo (Black, 2019). Dada la influencia potencial de la antropometría y la composición corporal en la EC y la escasez de datos, se justifica una investigación rigurosa que involucre una gran muestra de corredores.

#### 5.5.4 EXTRÍNSECOS

El modelo de entrenamiento “*Live high - Train low*” fue diseñado para evitar los efectos negativos de entrenar en hipoxia como pérdida de masa muscular y fatiga, pero obteniendo los efectos deseados por la aclimatación (Burtcher et al., 2010). Este método de entrenamiento promueve mejoras sustanciales en el aumento de VO<sub>2</sub><sup>máx</sup>, masa de la hemoglobina, economía de carrera y rendimiento tras la exposición a la altura; estudios que aplicaron “*Live high - Train low*” por tan solo 17 días evidenciaron un incremento de 4.6% en la EC (Humberstone et al; 2013).

La medición de EC en el laboratorio puede predecir con precisión los cambios en el rendimiento de la carrera a causa de modificaciones en el calzado; el autor Fuller et al., comparo el VO<sub>2</sub> y el rendimiento durante una prueba de 5 km, reportando que los participantes usaron de (0.7% – 2.5%) menos oxígeno al utilizar un calzado footwear en comparación con zapatos convencionales (Hoogkamer, 2016); otros autores establecen que cambios estructurales en el diseño del calzado como el aumento de la rigidez longitudinal a la flexión en la suela puede mejorar la EC en un 2% (Roy & Stefanyshyn, 2006) (Wunsch et al., 2015). En conclusión, se establece una mejor EC asociada con el uso de zapatos livianos, interacción firme y compatible con la superficie (Moore, 2016).

La resistencia del aire es otro factor extrínseco que puede influir en la EC, el autor Pugh et al., estima que el 8% de L<sub>Ec</sub> en una pista de atletismo durante la ejecución de una carrera de 5 km se consume en la superación de la resistencia del aire. Un estudio estima que el L<sub>Ec</sub> para superar la resistencia del aire fue de 4% en los corredores de media distancia y 2% para los corredores de maratón. Otro factor extrínseco es el calzado o aditamentos del uniforme, estudios determinaron que llevar un kilogramo extra en el tronco aumenta en un 1% el VO<sub>2</sub>, mientras que cuando se

transporta una masa igual en los zapatos, el  $VO_2$  aumenta en un 10% (*Myers, 1985; Barnes, 2015*). Otras investigaciones han encontrado un aumento de  $VO_2$  del (4.5% - 14%) por kilogramo que se lleva en los pies y un aumento del 7% cuando se lleva en el muslo (*Martin, 1985; Barnes, 2015*).

### 5.5.5 ENTRENAMIENTO

El entrenamiento está fuertemente relacionado con otros factores que afectan la economía de carrera y es uno de los instrumentos más potentes para influir y/o modificar algunos parámetros; métodos de entrenamiento aeróbico donde se presenta acumulación de volumen a intensidades bajas (menor a  $VT_1$ ) puede inducir a un aumento de la síntesis de proteínas mitocondriales, provocando una mayor disponibilidad energética y un menor estrés del sistema autónomo facilitando un mejor  $VO_2$  (*Seiler y Kjerland, 2006*).

La relación entre el entrenamiento de flexibilidad y la economía de carrera actualmente no es clara; los autores *Gleim & Craib et al.*, mostraron que sujetos con menor flexibilidad en el tronco, poca rotación externa de la cadera y reducido rango de movimiento de dorsiflexión fueron más económicos al caminar y correr; el estudio concluyó que estiramientos previos al ejercicio puede mejorar la economía de carrera, pero la periodización del estiramiento no tiene efecto en la economía.

El entrenamiento de fuerza ha adquirido un papel más apreciable dentro de los programas de entrenamiento en corredores de resistencia, el desarrollo de adaptaciones neuromusculares mediante el entrenamiento de fuerza explosiva y resistencia han comprobado sus beneficios sobre la economía de carrera (*Bonnacci, 2009*), diversos autores como *Morgan et al.*, indicó una mejora en la EC para un grupo de corredores recreativos mediante un programa de entrenamiento de fuerza basado en reducir la SL y aumentar SF; *Paavolainen et al.*, encontró una mejora significativa en el rendimiento de carrera de 5 km (3.1%) y EC (8.1%) al implementar 30% del entrenamiento en ejercicios pliometricos; *Saunders et al.*, evidencio mejoras del 2 al 8% en la EC utilizando diversos ejercicios de pliometria a corto plazo; *Millet et al., Støren et al.*; señalaron mejoras significativas de la EC (5-7%) adicionando 4 repeticiones de 1RM con una frecuencia de 3 veces por semana, recientemente un metanálisis señaló un efecto significativo y beneficioso del entrenamiento en fuerza sobre la EC (*Balsalobre, 2015*).

## 6. MAPA CONCEPTUAL

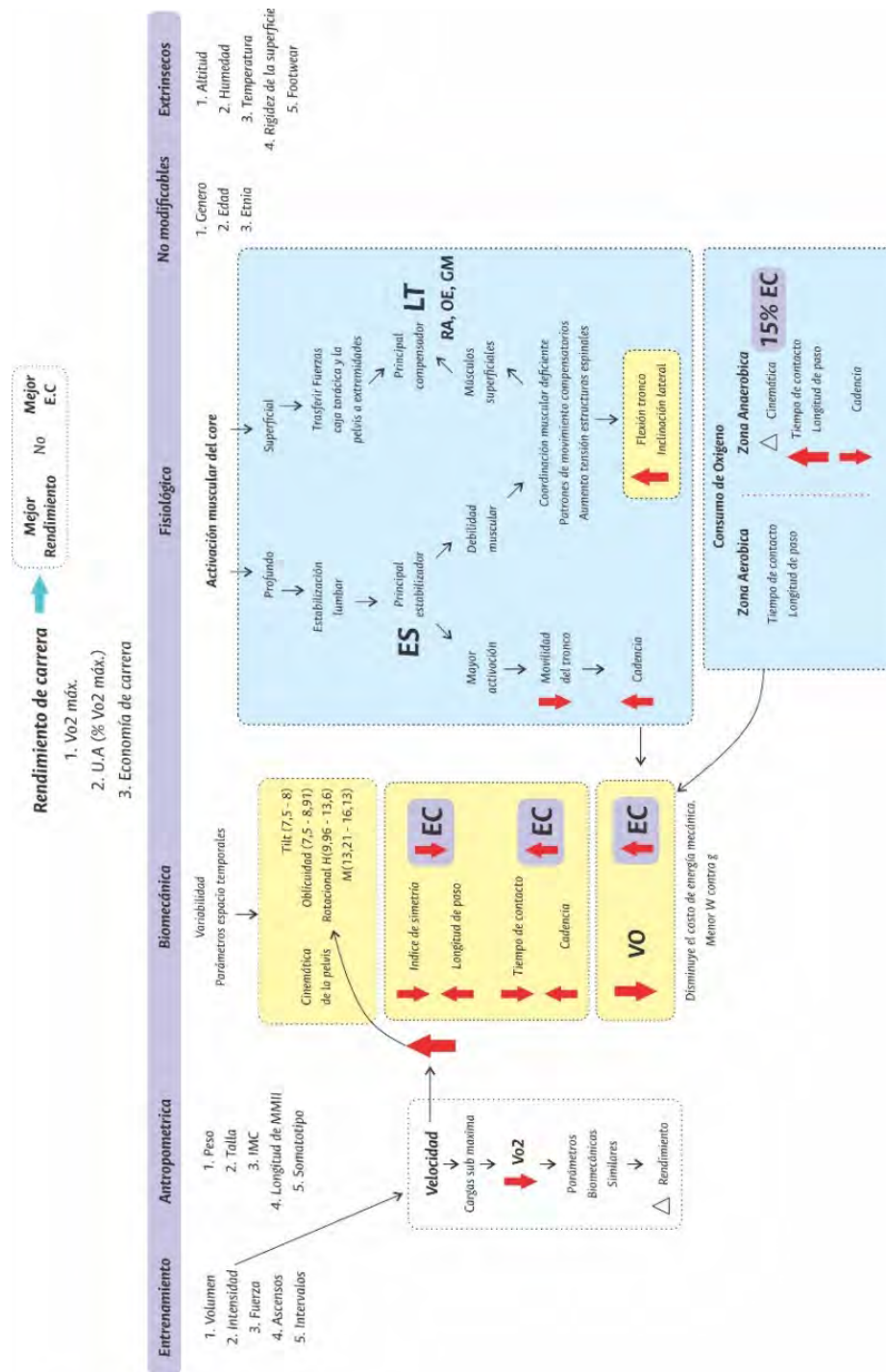


Figura 7. Relación entre factores para la EC. Fuente de elaboración propia.

## 7. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN; PICO y FINER

¿Cuáles son las asociaciones entre la activación muscular del core, variables cinemáticas de la pelvis y el tronco con la economía de carrera en corredores de fondo a una carga sub umbral?

<b>P</b>	<p>Corredores en la modalidad de fondo de la ciudad de Bogotá actualmente activos, practicando sesiones de carrera continúa, establecidas como mínimo en 1 hora y 30 minutos durante cada sesión y asistan a carreras de fondo frecuentemente (3 en los últimos seis meses).</p> <p><i>Muestreo por conveniencia: seleccionar una muestra de la población por el hecho de que sea accesible. Los corredores en la investigación se seleccionan porque están fácilmente disponibles, no porque hayan sido seleccionados mediante un criterio estadístico.</i></p>
<b>I</b>	<p>Evaluación física, fisiológica y biomecánica.</p> <p><i>Estudios clínicamente significativos revelan que un proceso de evaluación sistemático puede permite describir el gesto deportivo en busca de optimizar el rendimiento y la eficiencia mecánica.</i></p>
<b>C</b>	No aplica.
<b>O</b>	<p>Establecer funcionalmente cuales músculos superficiales del core presentan variabilidad durante la carrera, especificando la fase y periodo de carrera donde se hace evidentes cambios significativos en las variables cinemáticas y fisiológicas. Establecer si una mayor activación de los músculos superficiales del core pueden deteriorar la economía de carrera.</p>
<b>T</b>	<p>En un periodo de doce semanas se desarrollará la evaluación de cada participante y el análisis de los datos para establecer las posibles asociaciones entre variables.</p>

Tabla 1. Esquema PICOT

<p><b><i>FACTIBLE</i></b> (<i>FEASIBLE</i>)</p>	<p>El número de individuos son corredores de la ciudad de Bogotá, los deportistas se encuentran motivados por participar en la investigación haciendo más factible el acceso hacia la población; criterios de inclusión a tener en cuenta son: pertenecer a la modalidad de fondo sin importar el género, corredores que cursen un mesociclo de acumulación y/o realización y no se encuentren en recuperación a una lesión.</p>
<p><b><i>INTERESANTE</i></b> (<i>INTERESTING</i>)</p>	<p>El trabajo proyecta una evaluación fisioterapéutica de componentes físicos, fisiológicos y biomecánicos para determinar asociaciones entre las variables cinemáticas y la actividad muscular del core en beneficio de mejorar la economía de carrera; un apropiado proceso de cuantificación para las posibles relaciones entre variables, serán elementos de gran interés para realizar una prescripción más individualizada de programas para el fortalecimiento de la musculatura del core.</p>
<p><b><i>NOVEDOSO</i></b> (<i>NOVEL</i>)</p>	<p>La investigación propone un modelo de evaluación objetivo en todos los aspectos, la evaluación de la activación muscular del core durante la carrera es un elemento novedoso, evidencia sugiere poca investigación mediante electromiografía en la musculatura central durante la ejecución de la carrera; respetando el principio de individualidad se medirá el trabajo ventilatorio de cada deportista; con el propósito de observar las diferencias interindividuales en intensidad, economía de carrera y activación de fibras musculares del core.</p>
<p><b><i>ETICO</i></b> (<i>ETHIC</i>)</p>	<p>Evita riesgos innecesarios, porque los deportistas no serán expuestos a cargas de entrenamiento excesivas o tratamientos invasivos.</p>
<p><b><i>RELEVANTE</i></b> (<i>RELEVANT</i>)</p>	<p>El entrenamiento basado en umbrales ventilatorios nos ayuda a evaluar, planificar e individualizar las zonas de entrenamiento, observar en el punto fisiológico de la máxima capacidad aeróbica, cómo se asocia la activación muscular del core y parámetros biomecánicos pueden establecer elementos necesarios para mejorar la economía de carrera.</p>

Tabla 2. Esquema FINER



## 8. OBJETIVOS (GENERAL y ESPECÍFICOS)

### 8.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar relaciones entre la activación muscular del core, variables cinemáticas de la pelvis y el tronco con la economía de carrera en atletas de fondo.

### 8.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir el comportamiento de las variables cinemáticas (*inclinación antero/posterior de pelvis y tronco, oblicuidad de la pelvis, rotaciones pélvicas*) en relación con la activación muscular del core durante una prueba a intensidad sub umbral.
- Correlacionar la actividad muscular del core, el consumo de oxígeno y el costo energético requerido durante una prueba a intensidad sub umbral.
- Correlacionar las variables cinemáticas (*inclinación antero/posterior de la pelvis y tronco, oblicuidad de la pelvis y rotaciones pélvicas*) con el consumo de oxígeno y costo energético requerido por los corredores durante una prueba de intensidad sub umbral.

## 9. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

### 9.1 DISEÑO PRELIMINAR DEL ESTUDIO

Tipo de estudio: Ensayo observacional analítico

Este tipo de estudio es observacional porque describió un fenómeno dentro de una población y explicó su distribución en la misma. No existió ninguna intervención por parte del grupo investigador, solo se limitó a medir y describir el fenómeno, tal y como se encontraba presente en la población. También es de tipo analítico porque el grupo investigador explicó una hipotética relación entre algún factor de riesgo y un determinado efecto, es decir, se estableció una correlación entre dos fenómenos. Además, se analizó la dirección, el grado y la fuerza de las relaciones o asociaciones encontradas. Finalmente, los resultados de este estudio aportan los medios para aceptar las hipótesis propuestas y ser probadas en estudios futuros cuasi experimentales y experimentales. (*Sousa, Driessnack, & Costa, 2007; Donis, 2013*)

### 9.2 CONSIDERACIONES ÉTICAS

Este estudio fue sometido a la aprobación y aval del Comité de Ética de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia quien emitió un concepto aprobatorio por medio del acta de evaluación N° 008 - 065. (*Ver Anexo H*)

La presente fue una investigación de riesgo mínimo, de acuerdo a lo establecido en la Resolución No. 0843 de 1993 del Ministerio de Salud; Título II - Investigación en seres humanos, Capítulo 1: Aspectos éticos de las investigaciones en seres humanos; Artículo 5, (prevaler el criterio del respeto a su dignidad y la protección de sus derechos y su bienestar); Artículo 6, (Cumpliendo los criterios establecidos en los numerales A,B,C,D,E,F y G); Artículo 11, Numeral B. “Investigación con riesgo mínimo: Son estudios prospectivos que emplean el registro de datos a través de procedimientos comunes consistentes en: exámenes físicos o psicológicos de diagnóstico o tratamientos rutinarios, entre los que se consideran: pesar al sujeto, electrocardiogramas...ejercicio moderado en voluntarios sanos, pruebas psicológicas a grupos o individuos en los que no se manipulará la conducta del sujeto...”)

### 9.3 CONSENTIMIENTO INFORMADO

Según los artículos 14, 15 y 16 de la Resolución No. 0843 de 1993 del Ministerio de Salud, para la realización de esta investigación se obtuvo el consentimiento informado por cada uno de los participantes. Dentro del Consentimiento Informado (*Ver Anexo A*) se presentó la información de forma clara y completa a los participantes y fue revisado por el Comité de Ética de la Facultad de Medicina en la Universidad Nacional de Colombia.

Este estudio se desarrolló teniendo en cuenta la Declaración de Helsinki, en la cual se regula la privacidad y confidencialidad de la identidad de los participantes, consentimiento informado, protocolos de investigación, aval ético, bienestar de los individuos, inscripción y publicación de la investigación y difusión de los resultados.

### 9.4 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Unidad de análisis: Se seleccionó una muestra de la población accesible, a través de un muestreo no probabilístico a conveniencia, es decir, sin utilizar un criterio estadístico. Se trabajó con 12 atletas de fondo entre 18 – 39 años, vinculados a algún club, fundación y/o Liga departamental de Atletismo que cumplieran con los criterios de inclusión establecidos para participar en el estudio.

### 9.5 CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LOS PARTICIPANTES

#### 9.5.1 Criterios de inclusión:

- Ser hombre.
- Pertenecer a la categoría mayores (18 – 39) años establecida por la IAAF.
- Atletas que se encuentren en el top 20 de la clasificación de resultados en carreras de ruta o calle avaladas por la Federación Colombiana de Atletismo, Liga Departamental / Distrital y/o clasificación ITRA (International Trail Running Association).
- Presentar un IMC normal ( $\geq 18,5$  a  $<25$ ) según Resolución 2465 de 2016 establecida por el Ministerio de salud y protección social.
- Presentar un  $VO_{2m\acute{a}x} \geq 55$  ( $ml/kg/min$ ) (*Barnes, 2015*)
- Practicar atletismo en la modalidad de fondo con un mínimo de 3 años.
- Informar un volumen de entrenamiento  $\geq 64$  km semanales.
- Reportar que se encuentra en fase de preparación general.

### 9.5.2 Criterios de no inclusión:

- Dismetría de miembros inferiores superior a 20mm
- Historia médica de alguna lesión de miembro inferior en los últimos 70 días.
- Impedimento para seguir ordenes.

## 9.6 HIPOTESIS

### 9.6.1 Hipótesis de investigación principal

- **Hipótesis nula:** La actividad muscular de algunos músculos del core durante una carrera a intensidad subumbral no esta relacionada con la cinemática de la pelvis / tronco y la economía de carrera.
- **Hipotesis Alterna:** La actividad muscular de algunos músculos del core durante una carrera a intensidad subumbral esta relacionada con la cinemática de la pelvis / tronco y la economía de carrera.

### 9.6.1 Hipótesis de investigación secundarias

- **Hipótesis nula:** Rangos de movimiento más amplios en la rotación de la pelvis y el tronco no están relacionados con la economía de carrera.
- **Hipótesis alterna:** Rangos de movimiento más amplios en la rotación de la pelvis y el tronco están relacionados con la economía de carrera.
- **Hipótesis nula:** Los movimientos de inclinación antero/posterior del tronco y la pelvis no están relacionados con la economía de carrera.
- **Hipótesis alterna:** Los movimientos de inclinación antero/posterior del tronco y la pelvis están relacionados con la economía de carrera.
- **Hipótesis nula:** Bajos índices de simetría en la cinemática de la pelvis / tronco (*oblicuidad*) no están relacionados con la economía de carrera.
- **Hipótesis alterna:** Bajos índices de simetría en la cinemática de la pelvis / tronco (*oblicuidad*) están relacionados con la economía de carrera.
- **Hipótesis nula:** Variaciones en el espectro de potencia de la señal EMG de algunos músculos del core no se relacionan con la cinemática del tronco /pelvis y la economía de carrera.

- **Hipótesis alterna:** Variaciones en el espectro de potencia de la señal EMG de algunos músculos del core se relacionan con la cinemática del tronco /pelvis y la economía de carrera.
- **Hipótesis nula:** El parámetro espaciotemporal CM no esta relacionado con la economía de carrera.
- **Hipótesis alterna:** El parámetro espaciotemporal CM esta relacionado con la economía de carrera.
  
- **Hipótesis nula:** La desviación en el espectro de potencia de la señal EMG erector de la columna (*LES, RES*) no esta relacionado con la economía de carrera.
- **Hipótesis alterna:** La desviación en el espectro de potencia de la señal EMG erector de la columna (*LES, RES*) esta relacionado con la economía de carrera.
  
- **Hipótesis nula:** El parámetro espaciotemporal “tiempo de contacto con el suelo” no presenta relaciones con la EC.
- **Hipótesis alterna:** El parámetro espaciotemporal “tiempo de contacto con el suelo” presenta relaciones con la EC.
  
- **Hipótesis nula:** La frecuencia de zancada no esta relacionada con cambios en la EC.
- **Hipótesis alterna:** La frecuencia de zancada esta relacionada con cambios en la EC.
  
- **Hipótesis nula:** La variación del espectro de potencia del Glúteo Máximo durante la fase de apoyo no esta relacionado con movimientos de la pelvis.
- **Hipótesis alterna:** La variación del espectro de potencia del Glúteo Máximo durante la fase de apoyo esta relacionado con movimientos de la pelvis.

## 9.7 VARIABLES

En las siguientes tablas se describe la definición conceptual y operativa de las variables dependientes, intervinientes e independiente involucradas en el proceso de evaluación; de igual manera las herramientas y valores de referencia necesarios para su interpretación.

TIPO	VARIABLE	DEFINICION CONCEPTUAL
Independiente	Activación Muscular del Core	Comportamiento muscular interpretado mediante la actividad eléctrica generada por el impulso nervioso que provoca un potencial de acción, en la membrana de la célula muscular ( <i>Bartlett, 2007</i> ).
Dependiente	Cinemática de la Pelvis y tronco	Descripción de ángulos y velocidades angulares del movimiento segmentario o articular, analizado en los tres planos: sagital, coronal y transversal, sin tener en cuenta el efecto de las fuerzas ( <i>Novacheck, 1998</i> ).
Dependiente	Parámetros Temporo espaciales	Descripción de las métricas globales del ciclo de carrera. Es un análisis lineal del movimiento en distancia y tiempo, sin tener en cuenta las fuerzas que se ejercen sobre el cuerpo ( <i>Novacheck, 1998</i> ).
Interviniente	Consumo de oxígeno	Capacidad de transportar oxígeno a los músculos activos y de utilizarlo para generar energía; esta condición física aeróbica dependerá de características pulmonares, cardíacas y hematológicas para el suministro de oxígeno y de mecanismos oxidativos dentro del músculo en el ejercicio ( <i>Mancera, Ramos, &amp; Quiroga, 2015</i> ).
Interviniente	Antropometría	Estudio de la medición del cuerpo humano en términos de las dimensiones en hueso, músculo y tejido adiposo ( <i>Norton &amp; Tim, 2012</i> ).
Interviniente	Composición Corporal	Determinación de la forma corpórea y su composición, expresada en números que determinan las características morfológicas de cada sujeto ( <i>Carter L, et al.</i> ).

Tabla 3. Definición Conceptual de variables

VARIABLE	DOMINIOS	INDICADOR	INSTRUMENTO DE MEDIDA	UNIDAD DE MEDIDA	ESCALA	VALOR FINAL
ACTIVACION MUSCULAR DEL CORE – <i>ESL, EO, IO, GM, RA</i> (Variable Independiente)	Reclutamiento de fibras en los músculos superficiales del core.	Potencial de acción (tamaño de la onda) que está en contracción.	BTS FREEEMG 1000 - Software avanzado BTS EMG - Analyzer.	Amplitud mili voltios ( <i>mv</i> )	<i>Vcc</i>	Depende del grupo muscular
		Tiempo de contracción / activación del músculo.		Tiempo mili segundos ( <i>ms</i> )	<i>Vcc</i>	Depende del grupo muscular
		Sumatoria de UM (Forma de onda)		Frecuencia Hertz ( <i>Hz</i> )	<i>Vcc</i>	10 – 250 ( <i>Bartlett, 2007</i> )
BIOMECANICA (Variable Dependiente)	Cinemática de la pelvis	Antero – posterior ( <i>Tilt</i> )	Sistema de captura de movimiento 3D, referencia BTS SMART - DX 400	Grados	<i>Vcc</i>	(7,5 - 8°) ( <i>Perpiña, 2017</i> )
		Medio - lateral ( <i>Oblicuidad</i> )		Grados	<i>Vcc</i>	(7,5–8,91°) ( <i>Perpiña, 2017</i> )
		Movimiento rotacional		Grados	<i>Vcc</i>	H (9,96 - 13,6°) M (13,2 – 16,1°) ( <i>Perpiña, 2017</i> )
	Parámetros espacio temporales	Longitud de Zancada	Sistema de captura de movimiento 3D, referencia BTS SMART - DX 400	Metros	<i>Vcc</i>	(3.57–3.79 m) ( <i>Nigg, 2010</i> )
		Cadencia		Hertz ( <i>Hz</i> )	<i>Vcc</i>	(1.51–1.60 Hz) ( <i>Nigg, 2010</i> )
		Tiempo de contacto		milisegundo ( <i>ms</i> )	<i>Vcc</i>	(218–248 ms) ( <i>Nigg, 2010</i> )
		Oscilación vertical del centro de masa		Centímetro ( <i>cm</i> )	<i>Vcc</i>	5 – 8,9 mm
CONSUMO DE OXÍGENO (Variable Interviniente)	Consumo máximo de oxígeno y Potencia Aeróbica	$VO_{2máx}$	Sistema metabólico portátil COSMED – K50 (REF. C09090-01-99)	<i>ml/kg/min</i>	<i>Vcc</i>	$\geq 56,6$ H ( <i>Fletcher, 2017</i> )
		$VT_1$		% $VO_{2máx}$	<i>Vcc</i>	N.A
		RER		Ad	<i>Vcc</i>	N.A
ANTROPOMETRIA Y COMPOSICIÓN CORPORAL (Variable Interviniente)	Método Cinco Componentes	Peso	Método ISAK - Método 5 componentes	Kilogramos	<i>Vcc</i>	40–100 ( <i>Kleindienst, et al</i> )
		Talla		Metros	<i>Vcc</i>	1,52 – 1,97 ( <i>Kleindienst, et al</i> )
		% masa magra		Porcentaje %	<i>Vcc</i>	$8.87 \pm 0.07$ % ( <i>Vernillo, 2013</i> )
		% masa grasa		Porcentaje %	<i>Vcc</i>	$9.6 \pm 3.0$ ( <i>Black, 2019</i> )
		Suma 6 pliegues		Milímetros	<i>Vcc</i>	$40.4 \pm 6.3$ ( <i>Ogueta, 2018</i> )
		IMC		Kg/m <sup>2</sup>	<i>Vcc</i>	$21.1 \pm 0.9$ ( <i>Ogueta, 2018</i> )

Cociente respiratorio (RER); Consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2máx}$ ); Erector Spinae Longissimus (ESL); External Oblique (EO); Gluteus Maximus (GM); Hombres (H); Internal Oblique (IO); Mujeres (M); Rectus abdominis (RA); Umbral ventilatorio ( $VT_1$ ); Unidades motoras (UM); Variable cuantitativa continua (*Vcc*)

Tabla 4. Definición Operacional de variables

## 9.8 PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO

La investigación se desarrolló en 4 fases; (1) presentación y convocatoria donde se invitarán los posibles candidatos a participar; (2) Elaboración de la historia deportiva, informe de lesiones, características del entrenamiento y consentimiento informado (*Ver Anexo A, B y E*); (3) Evaluación antropométrica y determinación del consumo máximo de oxígeno y umbrales ventilatorios y (4) evaluación biomecánica y de electromiografía superficial del core a una intensidad sub umbral.

### 9.8.1 PRESENTACIÓN Y CONVOCATORIA DEL PROYECTO

Se realizó un acercamiento y contacto institucional para iniciar con el proceso de convocatoria y selección de la muestra; se efectuó una invitación telefónica para participar en la investigación “*Asociación entre activación muscular del core, variables cinemáticas y economía de carrera, en atletas de fondo*” a los deportistas y organizaciones de atletismo. La convocatoria de los participantes se realizó a través de comunicación telefónica, mediante la base de datos suministrada por la liga de atletismo de Bogotá, liga de atletismo de las fuerzas armadas y deportistas; donde se informó de manera general el proyecto y los alcances del mismo.

Los deportistas interesados en participar en el proyecto contestaron un formato de su historia deportiva y el consentimiento informado. (*Ver Anexo A, B y E*) Se explicó la justificación, los objetivos, el protocolo de investigación, los beneficios de la evaluación y la entrega de resultados para el participante.

El proyecto fue presentado ante directivos de la Fundación Universitaria del Area Andina con el propósito de conseguir colaboración institucional, préstamo de tecnologías y participación conjunta que permitiera la adecuada ejecución de este proyecto. Por mutuo acuerdo entre las instituciones educativas se elaboró y firmó el “Convenio de colaboración académica entre la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia y la Fundación Universitaria del Area Andina” con referencia FUA-7835-300321 (*Ver Anexo I*), donde se establecen las consideraciones, cláusulas y compromisos en cada una de las partes.

### 9.8.2 FIRMA DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO

Antes de iniciar la investigación, los participantes recibieron el consentimiento informado (*Ver Anexo A*) de manera escrita indicando los aspectos específicos del estudio como: justificación, objetivos, procedimientos a ser realizados y su respectivo



propósito. Se solicitó un certificado médico general que manifestará un concepto de: Persona o usuario apto para realizar ejercicio físico, examen o prueba diagnóstica PCR “Reacción en Cadena de la Polimerasa” para comprobar si la persona estaba infectada o no por el Covid-19 y el certificado de afiliación al sistema de salud colombiano y de esta manera desarrollar las evaluaciones necesarias en el estudio. También, se explicó las recomendaciones previas a la evaluación, los posibles riesgos y beneficios que podrían obtener con su participación, las garantías de ser informados con respecto a cualquier asunto relacionado con la investigación y los procedimientos aplicados. La libertad para retirar su consentimiento y dejar de participar en el estudio, confidencialidad sobre la publicación anónima de los resultados y la utilización de los mismos para publicaciones futuras.

## HISTORIA DEPORTIVA

Por medio de este formato se recolectó la información personal y deportiva de los participantes, (*Ver Anexo B*) y se socializaron las recomendaciones generales.

- Nombres y apellidos
- Fecha de nacimiento
- Género
- Edad / Edad deportiva
- Lugar de residencia
- Tiempo de estadía en la altitud
- Competencia fundamental y marcas
- Características del entrenamiento volumen, intensidad, frecuencia.
- Lesiones deportivas (ubicación, diagnóstico, frecuencia).
- Ingesta de fármacos, medicamentos o suplementos dietarios.

## RECOMENDACIONES PREVIAS A LA EVALUACIÓN

Los deportistas que cumplieron con los criterios de inclusión, diligenciaron y firmaron el consentimiento informado. Luego fueron citados previamente a los procesos de evaluación antropométrica; determinación de consumo máximo de oxígeno y evaluación biomecánica / electromiografía simultánea.

Las recomendaciones generales para la aplicación de los procedimientos fueron:

- Presentarse con 20 minutos de anterioridad en el lugar y hora de citación.
- Abstenerse de ejercicios físicos vigorosos 24 horas anteriores a los test.

- Evitar el consumo de alcohol y bebidas energizantes con cafeína durante 48 horas anteriores a los test.
- Llevar los elementos necesarios para la aplicación de los test, ropa ajustada de color negro e hidratación.

En el siguiente apartado se realiza una descripción detallada de cada una de las pruebas o test que conformarán la evaluación de los deportistas.

### 9.8.3 EVALUACIÓN ANTROPOMETRICA

El proceso de esta evaluación permitió conocer la distribución y tamaño de los diferentes componentes que conforman el peso corporal total, se midió mediante las siguientes pruebas y fueron realizadas por un nutricionista y antropometrista ISAK nivel II, profesional que puede alcanzar la precisión correcta en la toma de 42 medidas antropométricas. (*International Society for the Advancement of Kinanthropometry*).

La determinación de composición corporal se realizó siguiendo los lineamientos de la Sociedad Internacional para la Cineantropometría (ISAK). Aplicando el modelo de fraccionamiento de masa corporal en 5 componentes de *Ross & Ker., (1991)*, se midieron las variables de peso / talla, pliegues cutáneos (*Tríceps, Subescapular, Suprailiaco, Abdominal, Muslo y Pantorrilla*) (Ver Figura 5 y 6), perímetros corporales (*cabeza, tórax, cintura, brazo relajado, brazo contraído, antebrazo, muslo superior, muslo medio y pantorrilla*) (Ver Figura 7) y diámetros óseos (*bi-acromial, bi-iliocrestal, tórax transverso, tórax antero posterior, humeral y femoral*) (Ver Figura 8).

Respecto a los instrumentos utilizados durante las evaluaciones, se utilizó para medir el peso corporal una balanza digital HUAWEI® con precisión de 100 gramos y capacidad máxima de 150 kilogramos. La talla corporal sentado y de pie, fue medida con un estadiómetro portátil CESCORF®, donde los evaluados debían estar descalzos, además para la talla sentado se utilizó un cajón antropométrico de 50 centímetros de alto. Para la toma de pliegues cutáneos se utilizó un adipómetro marca SLIM GUIDE® con precisión de 1 milímetro. Los diámetros óseos fueron medidos con un antropómetro corto de 15 centímetros y uno largo de 60 centímetros, marca CESCORF® con precisión de 1 milímetro y para la medición de los perímetros se utilizó una cinta métrica metálica marca CESCORF® con precisión de 1 milímetro. El análisis y distribución del somatotipo se efectuó a través del método propuesto por Heath y Carter (*Carter, 2002*).

Nota: El nutricionista y antropometrista ISAK nivel II entregó una base de datos con las mediciones de peso, talla, IMC, análisis de 5 y 2 componentes, sumatoria de pliegues

cutáneos y medidas antropométricas del tronco y pelvis necesarias para el protocolo de evaluación biomecánica. (Ver Anexo E)

En las siguientes imágenes se evidencia el proceso de evaluación antropométrica realizado, en la figura 8 se observa la marcación de zonas determinadas donde se midió el espesor del pliegue de la piel.



Figura 8. Proceso marcación de puntos anatómicos. Fuente Elaboración P.

En la figura 9 se observó cuando el antropometrista ubica el sitio marcado anteriormente para la medición de cada pliegue, donde manipuló firmemente con el dedo índice y pulgar de la mano izquierda las dos capas de piel y tejido adiposo subcutáneo y con la mano derecha perpendicular al pliegue ubicó el adipometro.



Figura 9. Proceso medición de pliegues cutáneos. Fuente Elaboración P.

En la figura 10, el antropometrista con ayuda de la cinta métrica midió 9 longitudes y 13 perímetros o circunferencias Cabeza, cuello, brazo (relajado), brazo (contraído y en flexión), antebrazo (máximo), muñeca (estiloides distal), tórax (mesoesternal), cintura (mínimo), glúteos (cadera), muslo medio, pierna (máximo), tobillo (mínimo).



*Figura 10. Proceso medición de perímetros y longitudes. Fuente Elaboración P.*

En la figura 11 y 12 se observa la medición en algunos de los diámetros óseos biacromial, antero-posterior del abdomen, biiliocristal, transverso del tórax, antero-posterior del tórax, biepicóndileo del húmero, biestiloideo (muñeca) y biepicóndileo del fémur.



*Figura 11. Proceso medición de diámetros óseos. Fuente Elaboración P.*



*Figura 12. Proceso medición de diámetros óseos. Fuente Elaboración P.*

En la figura 13 se evidencia la medición de algunos parámetros antropométricos de la pelvis necesarios para la aplicación del protocolo de biomecánica como amplitud de las crestas ilíacas antero superiores, profundidad de la pelvis y longitud real de los miembros inferiores.



Figura 13. Proceso medición de la pelvis y longitud de piernas. Fuente Elaboración P.

#### 9.8.4 DETERMINACIÓN DE $VO_{2m\acute{a}x}$ Y UMBRAL VENTILATORIO

- Aviso: Se realizó una citación anticipada a los deportistas informando el lugar de la evaluación, recordando las recomendaciones generales y el envío de las recomendaciones nutricionales para la realización de esta prueba. (Ver anexo J)
- Entrevista: A la llegada del participante fue presentado ante las personas del laboratorio y recibieron una breve explicación de los equipos a utilizar y procedimientos que se iban a realizar. (Figura 14) **Duración 5 minutos.**



Figura 14. Presentación del laboratorio. Fuente Elaboración P.

- Alistamiento: Se solicitó al participante colocarse la ropa adecuada para la prueba. El mínimo de ropa, ajustada, corta y de color negro. **Duración 5 minutos.**
- Mediciones preliminares: Se registró en el software OMNIA las variables indicadas para el protocolo de la prueba como la talla, el peso, fecha de nacimiento y género. **Duración 2 minutos.**



- Limpieza y desinfección de elementos a utilizar. (*Anexo G*) **Duración 2 minutos**
- Colocación de la máscara de ventilación: El estudio utilizó el sistema metabólico portátil COSMED – K5 con las siguientes características (REF. C09090-01-99; Dimensiones (6.8 x 4.4 x 2.5 in; peso 750 g), coeficiente de correlación de concordancia de 0.91 con el stationary metabolic cart (Vyntus CPX) (Pérez, 2018) y correlación intraclase (ICC) durante el descanso e intensidades sub máximas de (0.85 a 0.96) para consumo bruto de oxígeno y de 0.66 a 0.93 para la absorción neta de oxígeno (Overstreet, 2017) **Duración 5 minutos.**



*Figura 15. Colocación del sistema Cosmed – K5. Fuente Elaboración P.*

- Prueba de calibración del sistema metabólico portátil COSMED – K5 se realizó de acuerdo con las pautas del fabricante. **Duración 3 minutos.**
- Familiarización con los equipos: Se solicitó al participante subir a la banda rodante y caminar durante 1 minuto. En este estudio se utilizó una cinta para correr sobredimensionada y calibrada, (WOODWAY – DESMO; Running Surface: 55 x 173 cm; Overall Dimensions: 97 x 196 x 160 cm; Weight: 201 kg; Speed: 0-12.5 MPH (0-20 km/h)) (Ver figura 16). Para la prueba se ajustó la inclinación al 1%. **Duración 2 minutos.**



Figura 16. Utilización inicial de la banda Woodway. Fuente Elaboración P.

- Explicación de la prueba: El participante recibió una breve explicación del protocolo para evaluar el  $VO_{2max}$  y los umbrales ventilatorios en banda sin fin, de acuerdo a los protocolos utilizados en el laboratorio. **Duración 2 minutos.**
- Inicio de la prueba:
  - El participante inició con un calentamiento de 5 minutos a una intensidad de 8 kilómetros por hora (km/h). (Ver figura 17)
  - La primera etapa se inició con una intensidad de 11 km/h, los incrementos se realizaron en 1 km/h por cada etapa que tenía una duración de 1 minuto. Al alcanzar una velocidad de 20km/h se mantuvo estable y se comenzó a incrementar la inclinación de la banda en 1% cada minuto.
  - El test de esfuerzo máximo se finalizó cuando el participante alcanzó 2 de los siguientes criterios, (1) meseta en el  $VO_{2max}$ , (2) 90% de la frecuencia cardiaca recomendada para la edad (*establecida por la ecuación Tanaka*), (3) cociente de intercambio respiratorio (RER)  $>1.1$ , y (4) Percepción de esfuerzo Escala de Borg Modificada  $\geq 17$ . (Eastwood, 2009). **Duración 15 minutos**
- Después de la prueba de carrera, la velocidad de la cinta rodante se ajustó a 6 km / h durante 2 minutos, un período de vuelta a la calma antes de ser detenido completamente. **Duración 2 minutos**

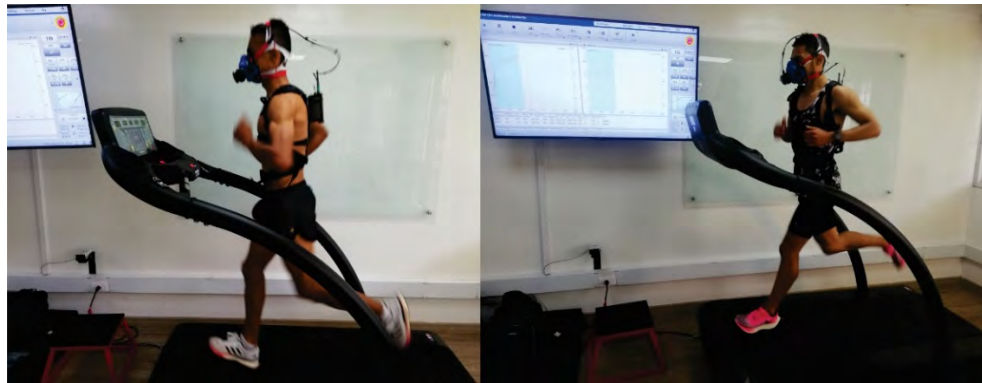


Figura 17. Realización de la prueba incremental. Fuente Elaboración P.

- Conjunto de datos obtenidos: La información correspondiente a las variables de ventilación se recolectó a partir del sistema portátil COSMED – K5 y los análisis se realizaron con la plataforma del software OMNIA, donde se generó la base de datos: ( $VO_{2max}$  absoluto/relativo, VE,  $VO_2$ ,  $VCO_2$ , RER y presiones espiratorias). (Ver figura 18) **Duración instantánea a la ejecución de la prueba.**

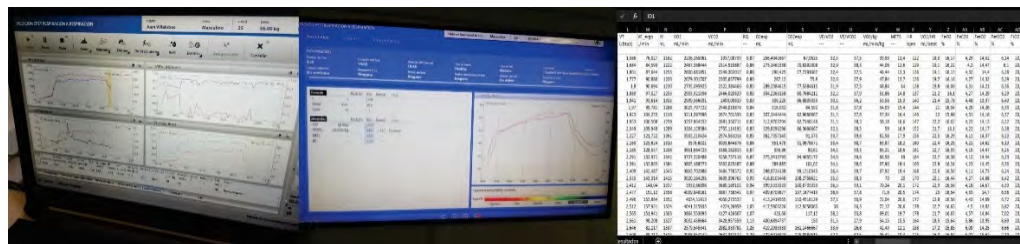


Figura 18. Reporte de datos durante la prueba incremental. Fuente Elaboración P.

- Puntos de referencia: El  $VT_1$  fue calculado según el método de V-Slope, como el primer incremento exponencial en la VE y como el primer incremento en la relación VE /  $VO_2$  sin que incremente VE/ $VCO_2$  (producción de dióxido de carbono).  $VT_2$  se determina como el segundo incremento exponencial de la VE con respecto a la carga, y como la intensidad a la que incrementan tanto  $Pet O_2$  como VE /  $VCO_2$  e índice de intercambio respiratorio  $\geq 0.95$ . (Wasserman, 1973; Succì, 2020)
- Duración total del protocolo 43 minutos.



### 9.8.5 EVALUACIÓN BIOMECANICA Y ELECTROMIOGRAFICA DURANTE UNA PRUEBA SUB UMBRAL

- Entrevista: A su llegada previamente establecida, el participante se presentó a las personas del laboratorio y recibió una breve explicación de los procedimientos experimentales. *(Ver figura 19) Duración 10 minutos.*
- Alistamiento: Se solicitó al deportista colocarse la ropa adecuada para la prueba. El mínimo de ropa, ajustada y de color negro. *Duración 5 minutos.*



*Figura 19. Presentación y alistamiento del deportista. Fuente Elaboración P.*

- Presentación del instrumento: La evaluación de electromiografía superficial se realizó por medio del sistema inalámbrico BTS FREEEMG 1000, sistema de análisis electromiográfico del movimiento en tiempo real, las características son: (Electrodos de geometría variable, 16 bits de resolución, Rango de Adquisición 25 m, peso 10 gr, size 41,5 x 24,8 x 14 mm electrodo principal - 16 x 12mm electrodo satelital). La calibración de este sistema se realizó de acuerdo con las pautas del fabricante. *Duración 2 minutos.*

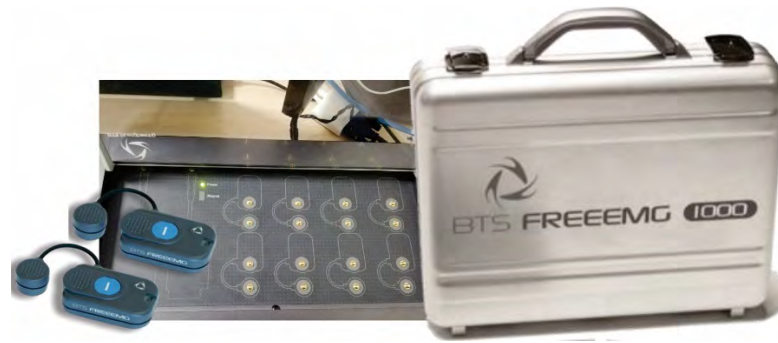


Figura 20. Sistema inalámbrico BTS FREEMG 1000. Fuente Elaboración P.

- Colocación de electrodos: El procedimiento general para la colocación de sensores, se realizó con base a las recomendaciones del SENIAM. El estudio utilizó 10 sensores de electromiografía ubicados en los músculos superficiales del core. (Ver tabla 5) (Ver Anexo D)

a. Selección del sensor EMGS

Número del sensor	Músculo Superficial	Abreviatura
1	Erector espinal derecho	RES
2	Gluteo máximo derecho	RGM
3	Oblicuo interno derecho	ROI
4	Oblicuo externo derecho	ROE
5	Recto abdominal derecho	RRA
6	Erector espinal izquierdo	LES
7	Gluteo máximo izquierdo	LGM
8	Oblicuo interno izquierdo	LOI
9	Oblicuo externo izquierdo	LOE
10	Recto abdominal izquierdo	LRA

Tabla 5. Selección y definición de los sensores

- b. Preparación de la piel: Un buen contacto electrodo - piel es importante para obtener mejores grabaciones en términos de amplitud y minimizar efectos de interferencia. Se solicitó al participante el contacto para limpiar la piel con alcohol.
- c. Posición inicial: Se solicitó al participante tomar la postura adecuada para la ubicación del músculo y colocación del electrodo según indicaciones del SENIAM. (Ver Anexo D)

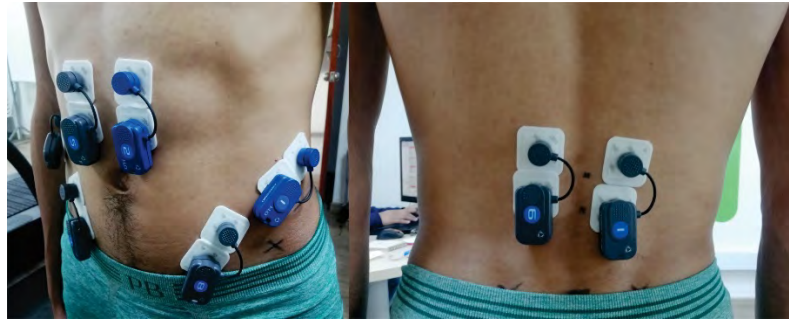


Figura 21. Colocación de los sensores inalámbricos. Fuente Elaboración P.

- d. Determinación de la ubicación del sensor: Las recomendaciones eran específicas para cada músculo teniendo en cuenta: Ubicación longitudinal, colocar el sensor entre la zona distal de la placa terminal motora y el tendón. Ubicación transversal, colocar el sensor en la superficie lejos del "borde" con otras subdivisiones o músculos. (Ver figura 21)
  - e. Colocación y fijación del sensor: Este proceso implicó una elección de la orientación del electrodo, definida como la posición de línea entre los dos electrodos con respecto a la dirección de las fibras musculares. (Ver Anexo D) **Duración 20 minutos.**
- Prueba de la conexión: Después de colocar los sensores se realizó una prueba global para verificar si los electrodos colocados estaban en conexión al equipo. (Hermens, 2000) **Duración 1 minuto**



Figura 22. Prueba de conexión global de los sensores. Fuente Elaboración P.

- Se realizó 5 pruebas específicas de contracción voluntaria isométrica máxima (MVIC) para cada grupo muscular. (Ver Anexo D) **Duración 40 minutos**

- Los participantes realizaron tres ensayos por cada técnica con una duración de 15 segundos; para evitar fatiga muscular local se permitió un descanso de 2 minutos entre las pruebas de MVIC. (Vera,2010)
- MVIC\_ES: Extensión del tronco desde una posición de decúbito prono: el sujeto con los brazos paralelos al tronco, cuando realizó la extensión del tronco un evaluador sujetó manualmente los miembros inferiores desde los tobillos y otro evaluador realizó una fuerza de resistencia contra el movimiento desde los hombros del participante. (Ver figura 23)



Figura 23. Prueba específica MVIC\_ES. Fuente Elaboración P.

- MVIC\_GM: Extensión de la pierna completa contra resistencia desde una posición de decúbito prono: el sujeto con los brazos paralelos al tronco, cuando realizó la extensión de piernas intentando levantar una carga de 60 kilogramos un evaluador sujeto manualmente los hombros del participante evitando la extensión del tronco. (Ver figura 24)



Figura 24. Prueba específica MVIC\_GM. Fuente Elaboración P.

- **MVIC\_IO:** Inclinación del tronco inferior, el sujeto mantuvo una posición de puente lateral del lado derecho e izquierdo mientras resistía al máximo una fuerza hacia abajo sobre la pelvis aplicada por un evaluador. (Ver figura 25)



*Figura 25. Prueba específica MVIC\_IO. Fuente Elaboración P.*

- **MVIC\_EO:** La parte superior del tronco se dobla a la derecha e izquierda, el sujeto intentó doblar la parte superior del tronco en el plano frontal mientras estaba acostada de lado, con las rodillas semiflexionadas y los brazos cruzados sobre el pecho, un evaluador sujeto manualmente los miembros inferiores desde los tobillos evitando el levantamiento de los mismos y un segundo evaluador realizó una fuerza de resistencia contra el movimiento desde el hombro del participante. (Ver figura 26)



*Figura 26. Prueba específica MVIC\_EO. Fuente Elaboración P.*

- **MVIC\_RA:** Flexión del tronco inferior, el sujeto flexionó la parte inferior del tronco en el plano sagital mientras estaba en decúbito supino, con rodillas y caderas dobladas aproximadamente en 90°. Un evaluador sujeto manualmente los miembros inferiores desde los tobillos y un segundo evaluador realizó una fuerza de resistencia contra el movimiento desde los hombros del participante. (Ver figura 27)





Figura 27. Prueba específica MVIC\_RA. Fuente Elaboración P.

- Mediciones preliminares: Se registró dentro del BTS SMART-Analyzer software las variables antropométricas necesarias para el análisis biomecánico de carrera como la masa total, altura, ancho de ASIS, profundidad de pelvis derecha e izquierda y longitud real de miembros inferiores. **Duración 5 minutos.**
- Colocación de marcadores: Se utilizó el protocolo - Helen Hayes para la marcha para colocar los biomarcadores de cuerpo completo. Este conjunto de marcadores incluye puntos referenciales para la pelvis y tronco. (Vicon Motion Systems Ltd., 2017) En total fueron 22 marcadores reflexivos técnicos y anatómicos (Ver Anexo C). (Ver Anexo G) **Duración 20 minutos.**



Figura 28. Colocación de biomarcadores reflectivos. Fuente Elaboración P.

- Prueba de calibración: La evaluación cinemática se realizó a través de un sistema de captura de movimiento 3D, referencia BTS SMART-DX 400 este sistema integra, sincroniza y gestiona todos los datos cinemáticos, electromiográficos y de video en tiempo real; las características son (6 Cámaras Optoelectrónicas Infrarrojas, resolución del sensor 1366 x 768 pp, frecuencia de adquisición a

máxima resolución 100 fps y una precisión  $\leq 0,3\text{mm}$  en un volumen de  $4 \times 3 \times 3\text{m}$ ). La calibración de este sistema se realizó de acuerdo con las pautas del fabricante. **Duración 5 minutos.**

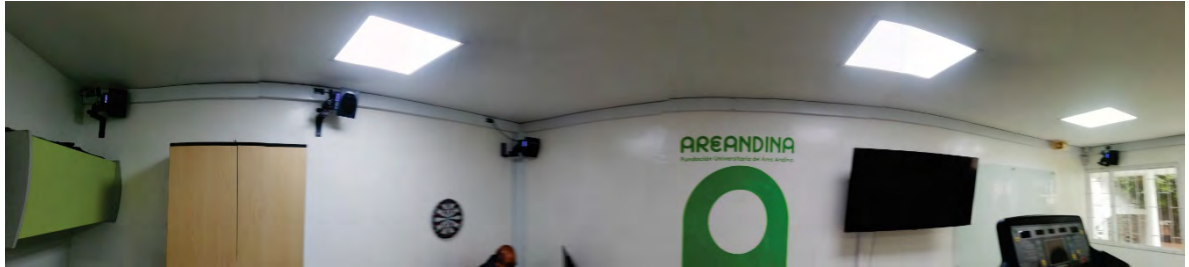


Figura 29. Laboratorio de análisis Biomecánico. Fuente Elaboración P.

- Ajuste de coordenadas: El sistema de coordenadas de laboratorio utilizado para el estudio es el propuesto por la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu y Cavanagh, 1995), como se muestra en la figura 26. **Duración 1 minuto**
  - a. Eje X en la dirección de la marcha y avance positivo.
  - b. Eje Y en dirección vertical y positivo apuntando hacia arriba.
  - c. Eje Z en dirección medio - lateral y positiva apuntando hacia la derecha.



Figura 30. Calibración del sistema de coordenadas. Fuente Elaboración Propia.

- Remoción: Después de la calibración, se eliminarán los marcadores anatómicos mediales de rodilla y tobillo. **Duración 2 minutos.**
- Limpieza y desinfección de elementos a utilizar. (Anexo G) **Duración 2 minutos**

- Colocación de la máscara de ventilación: El estudio utilizó el sistema metabólico portátil COSMED – K5. **Duración 5 minutos.**
- Prueba de calibración del sistema metabólico portátil COSMED – K5 se realizó de acuerdo con las pautas del fabricante. (Ver figura 31) **Duración 3 minutos.**

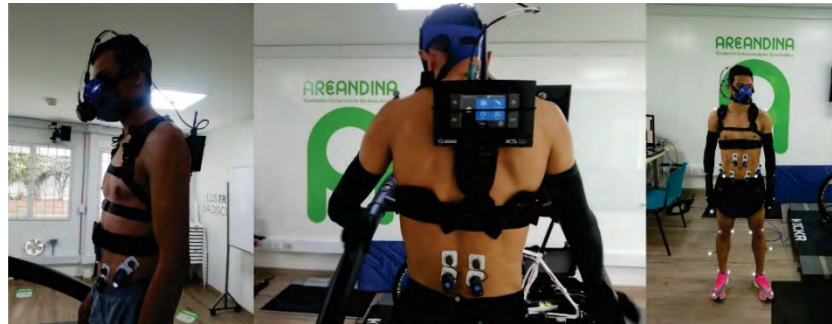


Figura 31. Colocación y calibración del Cosmed – K5. Fuente Elaboración Propia.

- Familiarización con los equipos: Se solicitó al participante subir a la banda rodante. El estudio utilizó una cinta para correr sobredimensionada y calibrada (WOODWAY – DESMO). Se ajustó la inclinación al 1% para familiarizarse con la cinta rodante. **Duración 2 minutos.**



Figura 32. Adecuación y utilización de todos los equipos. Fuente Elaboración Propia.

- Explicación de la prueba: El participante recibió una breve explicación del protocolo de carrera cerca al umbral ventilatorio en banda sin fin, propuesto por los resultados de su primera evaluación. **Duración 2 minutos.**



- El participante sobre la banda realizó un calentamiento previo; la velocidad inicial para el calentamiento se establece para cada uno de los participantes a una intensidad por debajo de su  $VT_1$ . (Ver figura 33) **Duración 10 minutos.**



Figura 33. Proceso inicial de calentamiento. Fuente Elaboración Propia.

- Inicio del protocolo de carrera cercano al umbral ventilatorio  $VT_2$  y activación de los sistemas de captura de movimiento y electromiografía. **Duración 20 minutos.**
  - a. Se inició con una intensidad entre 80 – 90 %  $VT_2$
  - b. Se realizaron 4 etapas de 5 minutos manteniendo la intensidad.
  - c. Se registró la captura de movimiento y la activación muscular del core durante los primeros 15 segundos de cada etapa. (Ver figura 34)
  - d. Se aseguró siempre que el deportista estuviera por debajo del umbral  $VT_2$
  - e. No se realizaron aumentos de intensidad durante la prueba.
- Después de la prueba de carrera, la velocidad de la cinta se ajustó a 8 km/h durante 2 minutos período de vuelta a la calma antes de ser detenido. **Duración 2 minutos.**
- Duración total del protocolo 147 minutos.



Figura 34. Prueba de carrera a una intensidad subumbral. Fuente Elaboración Propia.

## **10. EVENTO ADVERSO**

No se reportó ningún evento adverso durante los procesos de evaluación y/o aplicación de los protocolos establecidos. Sin embargo, para el registro del evento adverso se tenía previsto un formato con el cual realizar la correspondiente anotación y seguimiento en la evolución del evento adverso. (*Ver Anexo F*)

## **11. ANALISIS ESTADÍSTICO**

Se inició con un análisis de tipo descriptivo en las variables demográficas, para determinar la homogeneidad entre ellas se aplicó medidas de tendencia central, desviación estándar, coeficiente de variación, simetría y apuntamiento de los datos.

El análisis de correlación se realizó mediante el coeficiente de Pearson que es una herramienta estadística para establecer una ecuación lineal entre dos variables, mediante la cual se mide la intensidad, dirección y magnitud de la asociación lineal entre dos mediciones (correlación). Se utilizó la siguiente escala para la interpretación de la correlación: 0 Nula; 0,01 a 0,19 Muy baja; 0,2 a 0,39 Baja; 0,4 a 0,69 Moderada; 0,7 a 0,89 Alta; 0,9 a 0,99 Muy alta y 1 Perfecta. Para determinar la presencia de diferencias significativas entre las mediciones del grupo durante la prueba subumbral se utilizó la prueba "t" de Student, donde se especificó el nivel de la probabilidad (*nivel de alfa, nivel de la significación,  $p < 0.05$* ) que estamos dispuestos a aceptar utilizando el software Physical-space Statistical Analysis System (PSAS) version v1.5.1

## 12. RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados de la evaluación antropométrica y composición corporal, determinación del  $VO_{2máx}$  y umbrales ventilatorios. Posteriormente se presentan los resultados de la evaluación biomecánica simultánea con electromiografía superficial del core durante la carrera a una intensidad sub umbral.

14 atletas pertenecientes a la liga de atletismo de Bogotá, Cundinamarca y Fuerzas Armadas aceptaron su participación en el estudio. 2 deportistas fueron excluidos por reportar lesión 15 días previos a la evaluación biomecánica de carrera. Se finalizó con una muestra de 12 atletas que cumplieron con todos los procedimientos de la investigación. Las principales características de los atletas se presentan en las tablas 6 y 7. Se calcularon estadísticas de tipo descriptivo (*media, mediana, moda, desviación estándar, coeficiente de variación, simetría y apuntamiento de los datos*) para revisar la variabilidad de las mediciones.

### 12.1 ANTROPOMETRÍA Y COMPOSICIÓN CORPORAL

En la tabla 6 se presentan las estadísticas de tipo descriptivo para las características demográficas de los atletas. Se reportaron valores medios para la edad 28,66 años ( $\pm 5.15$ ), peso 58.4 kg ( $\pm 5.17$ ), talla 167.71 m ( $\pm 5.74$ ), IMC 20.73 ( $\pm 1.26$ ), volumen de entrenamiento 87.34 km/semana ( $\pm 6.14$ ) y edad deportiva 9.91 años ( $\pm 3.84$ ) los cuales permiten identificar que la muestra es homogénea debido a la baja puntuación del coeficiente de variación (CV).

Se analizó la composición corporal en 5 y 2 componentes y se estableció la relación con el  $VO_{2máx}$  relativo; estas variables reportaron una relación negativa baja a moderada. Las variables peso, peso muscular y masa libre de grasa manifestaron una correlación negativa alta con el  $VO_{2máx}$  relativo de los atletas.

En cuanto al somatotipo se obtuvo análisis de los tres componentes; (1) endomorfia (*relacionado con la adiposidad*), (2) mesomorfia (*desarrollo osteo-muscular*) y (3) ectomorfia (*linealidad relativa ó predominio de medidas longitudinales sobre las transversales*). Para este estudio el componente endomorfo presentó baja adiposidad relativa, poca grasa subcutánea, contornos musculares y óseos visibles. El componente mesomorfo se caracterizó por moderado desarrollo músculo esquelético, mayor volumen muscular, huesos y articulaciones de mayores dimensiones. Por último, el componente ectomorfo manifestó una linealidad relativa moderada. Los ejes X y Y que permiten la ubicación sobre la somatocarta presentan sobredispersión en la distribución de los datos, ubicando a los atletas en tres categorías: 42% mesomorfo - ectomorfo, 42% ecto - mesomorfo y 16% meso - ectomorfo. (*Ver tabla 6*)

	n = 12					
	M	SD	CV	Simetría	Curtosis	r (VO <sub>2rel</sub> )
Edad (años)	28,667	5,15	0,17			
Peso (kg)	58,40	5,17	0,09	-0,02	-1,08	-0,68
Talla (cm)	167,71	5,34	0,03	-0,39	-0,88	-0,45
IMC	20,73	1,26	0,06	0,29	-0,19	-0,51
Volumen entrenamiento (km)	87,34	6,14	0,07			
Edad deportiva (años)	9,91	3,84	0,38			
<b>5 componentes</b>						
Peso Piel (kg)	3,23	0,19	0,06	-0,05	-1,34	-0,41
Peso Adiposo (kg)	13,31	2,37	0,18	-0,08	-0,58	-0,14
Peso Muscular (kg)	27,05	3,34	0,12	-0,37	-0,14	-0,69
Peso Oseo (kg)	7,61	1,04	0,14	-0,66	-0,08	-0,40
Peso Residual (kg)	7,11	0,62	0,08	-0,83	0,23	-0,48
Σ 6 pliegues (mm)	46,58	13,90	0,29			0,07
<b>2 componentes</b>						
Masa Grasa (kg)	4,35	0,91	0,20	-0,22	-1,61	-0,26
Masa Libre Grasa (kg)	53,76	4,97	0,09	-0,39	-0,72	-0,68
% Grasa (Yuhasz)	7,45	1,48	0,19	0,47	-0,37	0,07
<b>Somatotipo</b>						
Endo	2,27	0,71	0,31	0,45	1,05	0,12
Meso	3,39	0,85	0,25	-0,36	-0,22	-0,41
Ecto	3,13	0,74	0,23	0,72	0,81	0,22
X	0,87	1,06	1,21	-0,36	-1,02	0,07
Y	1,38	2,23	1,61	-1,04	0,94	-0,41

*Coefficiente de variación (CV); Centímetros (cm); kilogramos (kg); kilómetros (km); Desviación estandar (SD); Endomorfía (Endo); Ectomorfía (Ecto); Media (M); Mesomorfía (Meso); milímetros (mm)*

*Tabla 6. Características composición corporal de los participantes*

## 12.2 DETERMINACION DE VO<sub>2máx</sub>

La tabla 7 presenta los valores del VO<sub>2máx</sub> y variables relacionadas. Se reportarán valores medios para el VO<sub>2máx</sub> relativo 62,03 ml/kg/min ( $\pm 8.03$ ); VO<sub>2máx</sub> absoluto L/min de 3,49 ( $\pm 0.49$ ) y una media en la velocidad aeróbica máxima de 20,58 km/h ( $\pm 1.31$ ). Para el cálculo de los umbrales ventilatorios se utilizó el método *V-Slope*, VT<sub>1</sub> fue calculado como el primer incremento exponencial en la VE y como el primer incremento del equivalente respiratorio de O<sub>2</sub> (VE/VO<sub>2</sub>), teniendo en cuenta un comportamiento estable del equivalente de CO<sub>2</sub> (VE/VCO<sub>2</sub>) (Wasserman, 1994; Succi, 2020); obteniendo un VT<sub>1</sub> medio 47,08 ml/kg/min

( $\pm 8.10$ ) a una intensidad media de 13,67 km/h ( $\pm 0.65$ ). Para calcular VT<sub>2</sub> se observó el segundo incremento exponencial de la VE con respecto a la intensidad y a su vez un incremento de la Pet O<sub>2</sub> y VE/VCO<sub>2</sub> (Wasserman, 1994; Succi, 2020); obteniendo un VT<sub>2</sub> medio 56,28 ml/kg/min ( $\pm 9.85$ ) a una intensidad media de 16,92 km/h ( $\pm 1.08$ ).

Variable	n = 12		
	M	$\pm$ SD	CV
VO <sub>2máx</sub> (ml/kg/min)	62,03	8,03	0,13
VO <sub>2máx</sub> (L/min)	3,49	0,49	0,14
VO <sub>2máx</sub> (ml/kg/min) / Peso Muscular (kg)	13,30	2,98	0,22
VO <sub>2máx</sub> (ml/kg/min) / Masa Libre Grasa (kg)	6,56	1,22	0,19
FC <sub>máx</sub> (lpm)	179,17	9,59	0,05
VAM (km/h)	20,58	1,31	0,06
<b>Umbral ventilatorio 1</b>			
VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	47,08	8,10	0,17
% VO <sub>2</sub>	77,62	6,10	0,08
FC (lpm)	142,25	17,95	0,13
Carga (km/h)	13,67	0,65	0,05
RER	0,91	0,15	0,16
<b>Umbral ventilatorio 2</b>			
VO <sub>2</sub> (ml/kg/min)	56,28	9,85	0,18
% VO <sub>2</sub>	92,43	1,7	0,02
FC (lpm)	166,5	9,29	0,06
Carga (km/h)	16,92	1,08	0,06
RER	1,0	0,27	0,27

*Cociente respiratorio (RER); Coeficiente de variación (CV); Consumo máximo de oxígeno (VO<sub>2máx</sub>); Consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>); Desviación estandar (SD); Frecuencia cardiaca (FC); kilómetros por hora (km/h); latidos por minuto (lpm); Media (M); mililitro (ml); minuto (min); Velocidad Aeróbica Máxima (VAM).*

*Tabla 7. Consumo máximo de oxígeno y parámetros ventilatorios*

### 12.3 ECONOMÍA DE CARRERA (EC)

En la tabla 8, se describe el comportamiento de la EC a una intensidad del %VT<sub>2</sub> ( $80.99 \pm 11.28$ ) y una velocidad de carrera 17.1 km/h. Se cuantificó a partir del consumo de oxígeno absoluto (L/min) y relativo con relación al tiempo (ml/kg/min) y distancia recorrida (ml/kg/km). También se utilizó la expresión en unidades de energía metabólica necesarias para recorrer un kilómetro (Kcal/km). Se evidenció homogeneidad en los datos debido a la baja variabilidad en los coeficientes de variación (CV = 0.11 – 0.23).

Se evidenció que durante los primeros 5 minutos se presentaron cambios estadísticamente significativos en todas las expresiones de la EC. En el periodo 5 a 10 minutos los cambios fueron significativos a excepción del consumo de oxígeno absoluto; el tercer periodo 10 a 15 minutos representa el momento más estable de la EC durante la prueba porque no se presentaron cambios. Al final de la prueba 15 a 20 minutos se presentó un incremento en todas las expresiones de EC manifestando cambios significativos nuevamente.

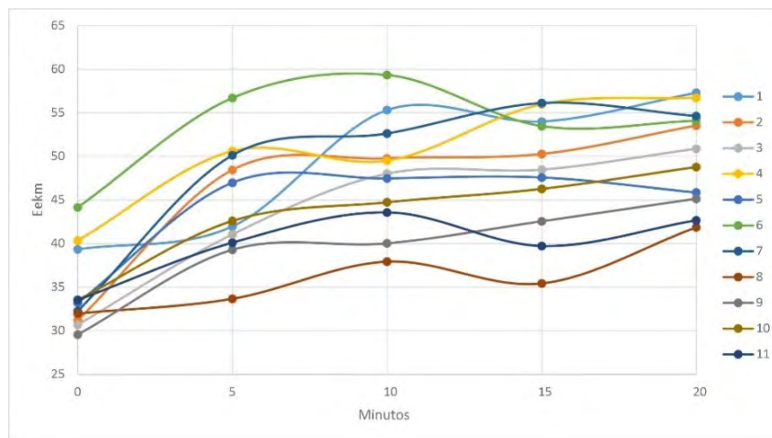
Variable	5 (min)			10 (min)			15 (min)			20 (min)		
	M	±SD	p	M	±SD	p	M	±SD	p	M	±SD	p
VO <sub>2abs</sub> (L/min)	2,46	0,34	0,000*	2,68	0,39	0,12	2,71	0,47	0,596	2,87	0,44	0,009*
VO <sub>2rel</sub> (ml/kg/min)	42,01	6,98	0,003*	45,86	8,69	0,003*	46,44	9,90	0,594	49,34	10	0,010*
VO <sub>2</sub> (ml/kg/km)	147,44	22,62	0,003*	160,92	28,58	0,003*	162,61	31,33	0,594	172,63	30,61	0,010*
Eekm (Kcal/km)	44,69	6,22	0,000*	48,03	6,07	0,018*	48,18	6,47	0,894	50,14	5,33	0,019*

\*. La diferencia es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

Coefficiente de variación (CV); Consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>); Desviación estandar (SD); kilocaloría (Kcal); kilometro(km); Litro (L); Media (M); mililitro (ml); minuto (min).

Tabla 8. Economía de carrera a una intensidad %VT<sub>2</sub> (80.99±11.28) y velocidad 17.1 km/h

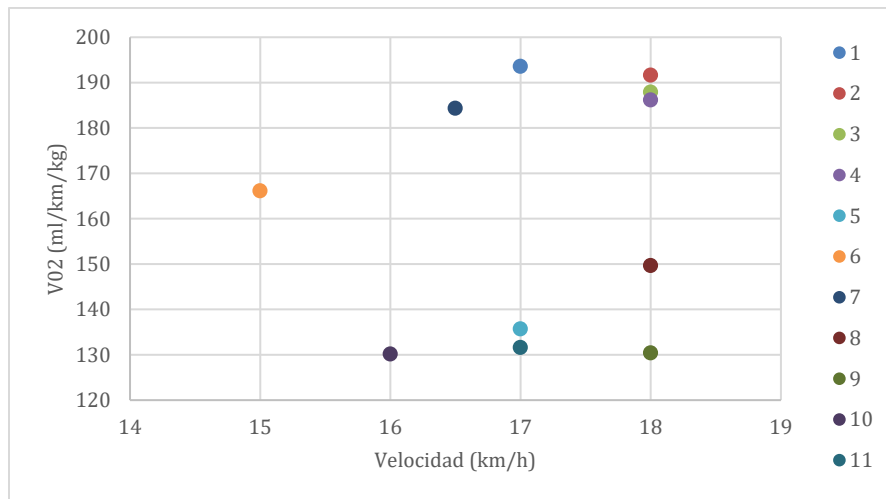
La figura 35 muestra la EC en unidades de energía metabólica necesarias para recorrer un kilómetro [Kcal/km] en función del tiempo durante la prueba sub umbral. Se demostró un incremento lineal para el 82% de los deportistas durante los primeros 5 minutos de la prueba. A partir del minuto 6 el 90% de los deportistas estabilizaron su respuesta en función del consumo de energía metabólica y durante el periodo (11 – 20 minutos) se visualizó una tendencia de estabilización de la economía de carrera.



Gasto energético asociado a 1 km (Eekm)

Figura 35. EC individual durante la prueba sub umbral a una %VT<sub>2</sub> (80.99±11.28)

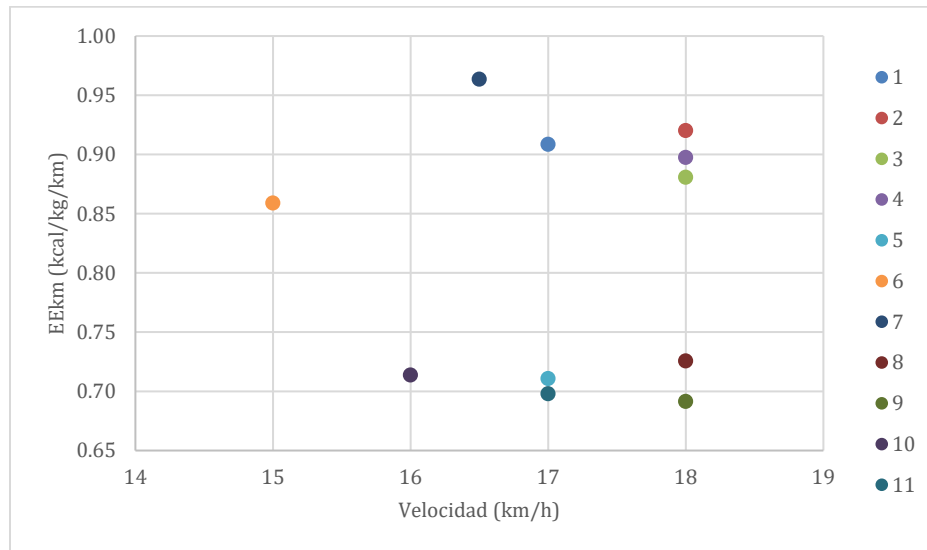
En la figura 36, se presenta la relación entre la EC expresada como el  $VO_2$  necesario para recorrer 1 kilómetro y la intensidad relativa. En esta gráfica se identificó la distribución de dos grupos. Un grupo utilizó un  $VO_2$  superior a  $180 \text{ ml/km/kg}$  y el segundo reportó un  $VO_2$  menor a  $160 \text{ ml/km/kg}$ . De acuerdo a estos resultados se estableció que los deportistas (5,8,9,10,11) presentan menor  $VO_2$  para recorrer 1  $km$ , y por lo tanto tienen una mejor EC.



*Consumo de oxígeno ( $VO_2$ ); kilogramo (Kg); mililitro (ml); minuto (min).*

*Figura 36.  $VO_2$  en función de la intensidad (velocidad) relativa.*

En la figura 37, se muestra la relación entre la economía de carrera expresada como el gasto energético relativo ( $kcal/kg/km$ ) necesario para recorrer 1 kilómetro y la intensidad relativa. De acuerdo a estos resultados se estableció que los deportistas (5,8,9,10 y 11) presentan menor gasto energético por lo tanto se puede deducir que tienen mejor EC. Sin embargo, se describió que los deportistas 8 y 9 son los más eficientes durante la prueba.



Gasto energético asociado a 1 kilómetro ( $E_{ekm}$ )

Figura 37. Economía de carrera en función de la intensidad relativa.

## 12.4 BIOMECÁNICA DE CARRERA

Durante el proceso de medición se registraron los datos cinemáticos de tronco, pelvis y parámetros espaciotemporales a una intensidad, velocidad o carga ( $km/h$ ) aproximadamente entre 80 – 90%  $VT_2$  para cada uno de los deportistas. Los datos cinemáticos se registraron bilateralmente a 100 Hz por medio del sistema de captura de movimiento óptico tridimensional BTS SMART-DX 400® durante 20 segundos finales del minuto 5, 10, 15 y 20 de la prueba a intensidad subumbral.

### 12.4.1 Cinemática

En primer lugar, para el análisis de la cinemática global se desarrolló un procesamiento de normalización (*Top - Bottom*) de la base de datos, los resultados descriptivos son presentados en la tabla 9.

Se evidenció de manera general que el 25% de las variables biomecánicas presentan un fenómeno de sobre dispersión. Los movimientos de este grupo son anteversión y retroversión de la pelvis a nivel izquierdo y derecho [R-PTILT (CV = 1.12; 1.70), L-PTILT (CV = 1.33; 1.65)]; rotación de la pelvis hacia el lado derecho R-PROT (CV = 1.20) y rotación de la pelvis hacia el lado izquierdo, L-PROT (CV = 1.21). (*Ver tabla 9*)



El 16% de las variables biomecánicas evaluadas mostraron un comportamiento homogéneo; siendo los movimientos de inclinación lateral del tronco [R-SHOBLI (CV = 0.3)], rotación del tronco hacia la derecha [R-SHROT (CV = 0.3)], rotación del tronco hacia la izquierda [L-SHROT (CV = 0.25)] y la inclinación medial de la pelvis izquierda [L-POBLI (CV = 0.26)] los que presentan esta característica. El 8% de las variables presentaron un comportamiento heterogéneo, rotulando el movimiento de inclinación anterior o flexión del tronco a nivel derecho e izquierdo [R-SHTILT (CV = 0.74) y L-SHTILT (CV = 0.76)]. (Ver tabla 9)

Variable	Positivo			Negativo		
	M	±SD	CV	M	±SD	CV
R-SHTILT	1.20	0.89	0.74	-1.44	0.72	0.50
R-SHOBLI	1.14	0.34	0.30	-1.46	0.56	0.38
R-SHROT	1.20	0.37	0.30	-1.35	0.43	0.32
L-SHTILT	1.11	0.84	0.76	-1.48	0.65	0.44
L-SHOBLI	1.42	0.58	0.41	-1.15	0.46	0.40
L-SHROT	1.31	0.47	0.35	-1.21	0.31	0.25
R-PTILT	1.01	1.13	1.12	-1.57	2.66	1.70
R-POBLI	1.18	0.42	0.36	-1.54	0.78	0.51
R-PROT	1.49	1.78	1.20	-1.27	0.47	0.37
L-PTILT	1.06	1.42	1.33	-1.65	2.73	1.65
L-POBLI	1.49	0.86	0.58	-1.33	0.35	0.26
L-PROT	1.25	0.48	0.38	-1.48	1.79	1.21

Coefficiente de variación (CV); Derecho (R); Desviación estandar (SD); Flexo – Extensión (Tilt); Izquierdo (L); Media (M); Oblicuidad (Obli); Pelvis (P); Rotación (Rot); Tronco (SH)

Tabla 9. Cinemática global de tronco y pelvis

En la figura 38, se presenta el movimiento del tronco y la pelvis durante una zancada, el color verde representa el movimiento del hemicuerpo derecho y el rojo del izquierdo. Se estableció a nivel del tronco resultados homogéneos en el plano transversal; en el plano sagital se evidenció una variación entre el 40% y 70% del ciclo de la zancada aproximadamente. El análisis en el movimiento de la pelvis permitió definir una asimetría del movimiento en el plano sagital, la anteversión de la pelvis derecha presentó un mayor rango de movimiento en la fase de apoyo derecha. Además, se visualizó una diferencia en la oblicuidad de la pelvis durante el final de la fase apoyo (20 - 40%).

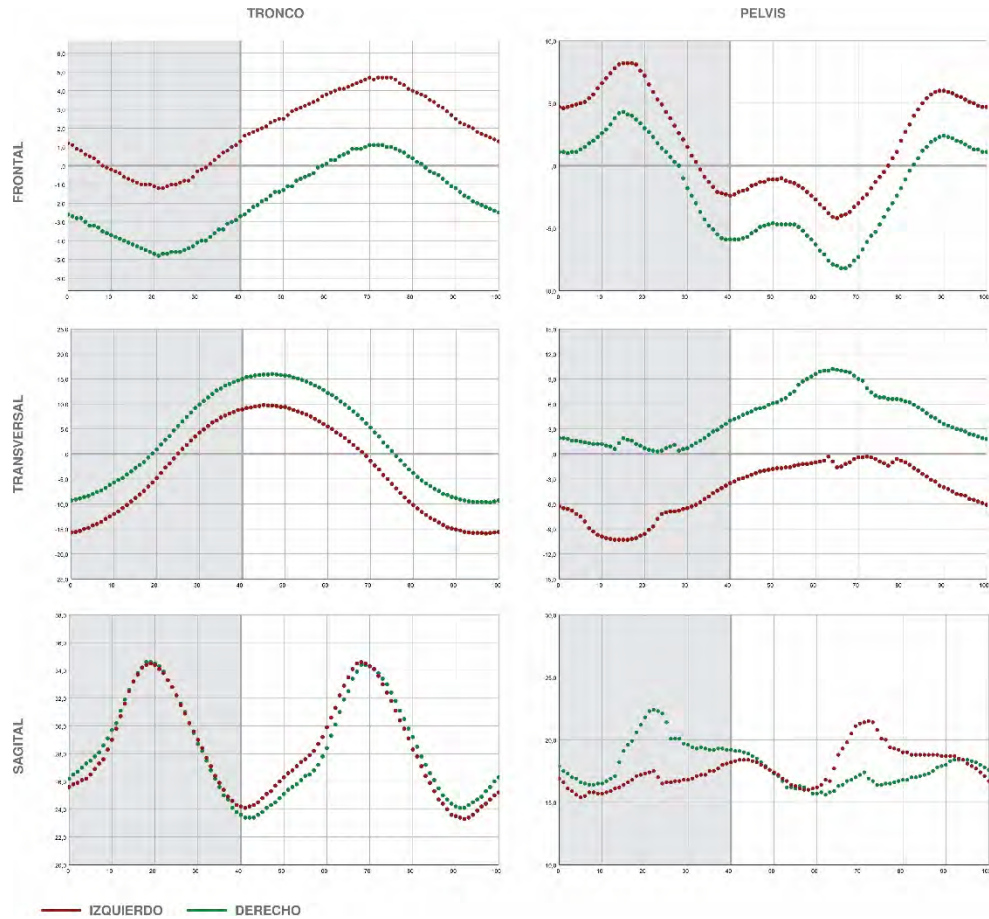


Figura 38. Cinemática de la pelvis y tronco

En segundo lugar, se realizó un análisis más específico de acuerdo a las fases de la carrera: fase de apoyo (40% del tiempo de zancada) y la fase de vuelo (60% del tiempo de zancada). Los resultados se evidencian en las tablas 10, 11, 12 y 13.

Variable	Media	Mediana	Moda	±SD	Intervalo	Simetría	Int. Confianza
L-SHOBLI	1.34	1.1	-0.2	1.45	-1.2 5.4	0.44	(3.46, 3.84)
L-SHROT	-1.25	-2.1	-8.6	11	-21.8 21.5	0.12	(-1.07, 0.77)
L-SHTILT	32.6	32.5	28.2	4.96	19.7 42.7	-0.10	(31.31, 32.07)
R-SHOBLI	-5.91	-6.1	-5.6	1.56	-9.6 -1.2	0.25	(-3.88, -3.49)
R-SHROT	-0.724	-1	-7.7	11.3	-23.7 20.8	-0.09	(-0.95, 0.87)
R-SHTILT	32.6	32	30.4	5.22	20.4 45	0.07	(31.46, 32.21)

*Coefficiente de variación (CV); Derecho (R); Desviación estandar (SD); Flexo – Extensión (Tilt); Izquierdo (L); Media (M); Oblicuidad (Obli); Rotación (Rot); Tronco (SH)*

Tabla 10. Cinemática del tronco en fase de apoyo

De manera general en la tabla 10, se evidenció alta dispersión en las variables que representan los movimientos bilaterales de oblicuidad y rotación del tronco. El movimiento más homogéneo en esta fase es la inclinación anterior del tronco (IC 95% 31.31° - 32.07°). Por otro lado, se encontró que las mediciones más frecuentes para el lado derecho del tronco son negativas en oblicuidad y rotación; este suceso representa que durante la fase de apoyo derecha se manifiesta con mayor frecuencia una inclinación medial y rotación hacia la izquierda del tronco derecho.

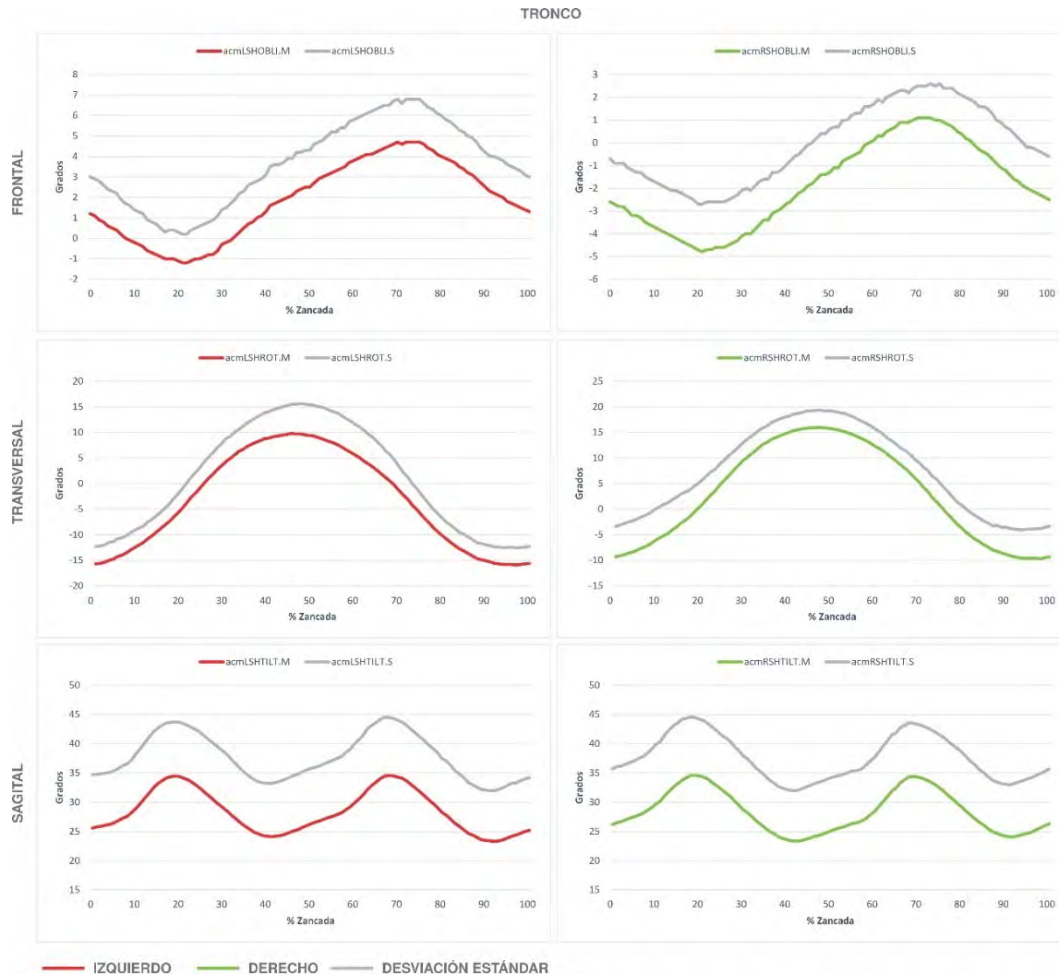
Variable	Media	Mediana	Moda	±SD	Intervalo		Simetría	Int. Confianza
R-SHTILT	31.3	30.8	28.8	5	19.8	42.7	0.11	(5.93, 6.59)
R-SHOBLI	-2.17	-2	0.2	1.97	-7.3	1.2	-0.47	(-1.20, -1.01)
R-SHROT	0.67	1.95	-8.8	12.9	-23.9	21.9	-0.14	(-0.02, 0.12)
L-SHTILT	31.1	30.8	28.1	5.2	20.1	44.8	0.19	(5.66, 6.30)
L-SHOBLI	5.22	5.5	5.5	1.94	0	9.6	-0.44	(2.53, 2.85)
L-SHROT	0.83	1.45	8.9	13	-21.9	24.2	0.05	(-0.009, 0.14)

*Coficiente de variación (CV); Derecho (R); Desviación estándar (SD); Flexo – Extensión (Tilt); Izquierdo (L); Media (M); Oblicuidad (Obli); Rotación (Rot); Tronco (SH)*

*Tabla 11. Cinemática del tronco en fase de vuelo*

En la tabla 11, se enunciaron los estadísticos descriptivos para el tronco en la fase de vuelo. Se encontró alta dispersión en el movimiento rotacional del tronco. Los movimientos de inclinación lateral tienen un comportamiento heterogéneo y se mostró un sesgo positivo, este evento señala un mayor movimiento de la inclinación lateral izquierdo del tronco. En último lugar, el movimiento que tiene un comportamiento homogéneo es la flexión bilateral del tronco (IC 95% 5.93° - 6.59°).

En la figura 39, se muestra el movimiento del tronco promedio en comparación con la desviación estándar en los tres planos durante una zancada. Se visualizó en el plano frontal mayor dispersión de la inclinación del tronco derecho durante el 40% inicial del ciclo de zancada. En el plano transversal se observó menor dispersión del movimiento rotacional del tronco durante el inicio de la fase de vuelo (40 – 60%). En el plano sagital se observó un movimiento de flexo – extensión del tronco simétrico.



*Figura 39. Cinemática del tronco*

La tabla 12 muestra el comportamiento del movimiento pélvico durante el apoyo. Se evidenció menor variabilidad en la anteversión pélvica (IC 95% 19.12° - 19.95°), mientras que los movimientos bilaterales de oblicuidad y rotación presentan alta dispersión y variabilidad en los datos. En términos de oblicuidad se presentó una diferencia aproximada de 5.5° en las medidas de tendencia central; esta diferencia señala una mayor frecuencia de la inclinación medial de la pelvis izquierda.

Variable	Media	Mediana	Moda	±SD	Intervalo		Simetría	Int. Confianza
R-PTILT	20	19.5	17.9	3.21	6.2	41.4	1.72	(19.12, 19.95)
R-POBLI	-0.61	0.7	0.9	3.91	-9.1	8.3	-0.45	(-3.09, -2.38)
R-PROT	-1.88	-2.3	-4	4.9	-15.4	13.5	0.37	(1.36, 2.55)
L-PTILT	18.1	18.7	18.2	7.83	-31	26.3	-4.56	(19.07, 19.89)
L-POBLI	5.05	5.5	7.7	4.93	-3.8	22.1	0.55	(2.44, 3.15)
L-PROT	-6.45	-5.35	-5.8	9.31	-58.1	3	-3.73	(-2.54, -1.37)

*Coefficiente de variación (CV); Derecho (R); Desviación estandar (SD); Flexo – Extensión (Tilt); Izquierdo (L); Media (M); Oblicuidad (Obli); Pelvis (P); Rotación (Rot)*

*Tabla 12. Cinemática de la pelvis en fase de apoyo*

La tabla 13 señala el comportamiento del movimiento pélvico durante la fase de vuelo. Se evidenciaron altas variaciones en los movimientos bilaterales de oblicuidad y rotación. La anteversión pélvica presenta un comportamiento homogéneo durante esta fase, reportando resultados en la parte derecha (IC 95% 2.66° - 2.98°) e izquierda (IC 95% 6.45° - 7.17°).

Variable	Media	Mediana	Moda	±SD	Intervalo		Simetría	Int. Confianza
R-PTILT	19.2	19.8	18.3	6.8	-31	26.4	-5.26	(2.66, 2.98)
R-POBLI	-4.22	-5.4	-6.4	4.75	-22.3	3.8	-0.38	(-0.97, -0.80)
R-PROT	4.62	4.1	5.8	8.62	-5.5	8.2	3.52	(0.46, 0.61)
L-PTILT	20.4	20.4	21.7	3	2.3	46.7	1.38	(6.45, 7.17)
L-POBLI	1.23	-0.35	-0.5	4.06	-8.2	9	0.30	(0.23, 0.38)
L-PROT	1.12	2.3	3.3	4.99	-13.9	15.1	-0.30	(0.15, 0.30)

*Coefficiente de variación (CV); Derecho (R); Desviación estandar (SD); Flexo – Extensión (Tilt); Izquierdo (L); Media (M); Oblicuidad (Obli); Pelvis (P); Rotación (Rot)*

*Tabla 13. Cinemática de la pelvis en fase de vuelo*

En la figura 40 se describe el comportamiento del movimiento pélvico durante una zancada, en el plano frontal se encontró un comportamiento diferencial en la oblicuidad pélvica durante la fase de vuelo. En el plano transversal se describió alta variabilidad en el movimiento rotacional de la pelvis durante la fase de vuelo, de la misma forma que el movimiento rotacional durante la fase inicial de apoyo (0% - 20%). El plano sagital manifestó que la anteversión pélvica es similar en las dos fases de apoyo. Sin embargo, durante el inicio de la fase de vuelo se presenta una diferencia en el cambio de dirección y amplitud del movimiento, siendo de mayor rango el movimiento de la pelvis izquierda.



Figura 40. Cinemática de la pelvis

### 12.3.2 Parámetros Espacio Temporales

La tabla 14 muestra la estadística descriptiva de las variables espacio temporales. Se identificó un alto grado de homogeneidad en la muestra debido a la baja variabilidad en los indicadores del coeficiente de variación ( $<0.3$ ), lo cual evidencia la representatividad de estas mediciones.

Se demostró durante la prueba que los parámetros espacio temporales presentarán una variabilidad interindividual menor del 10%. Sin embargo, la oscilación vertical del centro de masa (CM) fue la única variable con una mayor variabilidad del 30%. En cuanto a coeficientes de simetría, la longitud de paso izquierdo y derecho presentaron un puntaje negativo, esto permite identificar que los valores se distribuyen de forma mayor al promedio de la longitud de paso derecho ( $0.82 \pm 0.088$ ) e izquierdo ( $0.81 \pm 0.078$ ). Además, el coeficiente de curtosis establece una alta concentración de estos valores en la zona central. Se observó una diferencia en el coeficiente de simetría para los tiempos de apoyo, donde el tiempo de apoyo derecho ( $0.251 \pm 0.026$ ) tiene una alta concentración por debajo del promedio en comparación con el tiempo de apoyo izquierdo.

Variable	M	SD	CV	Simetría	Curtosis
Ancho_paso (m)	0,306	0,044	0,143	-0,523	1,687
Cadencia	181,215	13,180	0,073	-0,434	-1,033
lon_pasoder (m)	0,827	0,088	0,107	-1,351	5,344
lon_pasoizq (m)	0,814	0,078	0,096	-1,484	6,132
t_apoyoder (s)	0,251	0,026	0,105	1,168	1,451
t_apoyoizq (s)	0,252	0,024	0,096	0,797	0,076
t_balanceoder (s)	0,415	0,033	0,079	0,485	-0,812
t_balanceoizq (s)	0,414	0,035	0,085	0,842	-0,500
t_zancadader (s)	0,666	0,050	0,076	0,574	-0,821
t_zancadaizq (s)	0,665	0,051	0,076	0,586	-0,803
CM (mm)	31,438	9,470	0,301	-0,076	-0,355

Oscilación centro de masa (CM); Coeficiente de variación (CV); Desviación estandar (SD); hora (h); kilometro (km); Media (M); Metro(m); Milimetro (mm); Segundo (s)

Tabla 14. Parámetros espacio temporales durante la prueba sub umbral



## 12.4 ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL DEL CORE

### 12.4.1 Activación muscular

En la tabla 15 se reporta la estadística descriptiva del conjunto de músculos evaluados durante la carrera y normalizados a la máxima contracción isométrica voluntaria (MVIC). Se identificó heterogeneidad en los datos registrados, debido a la alta variabilidad en los indicadores del coeficiente de variación ( $>0.3$ ). La activación muscular del erector espinal, gluteo máximo y oblicuos tuvieron un comportamiento heterogeneo durante la prueba. Por otro lado, el músculo recto abdominal presentó un coeficiente de simetría positivo, indicando que la activación a nivel izquierdo y derecho de este músculo esta distribuida y concentrada por debajo del promedio.

Variable	M	SD	CV	Simetría	Curtosis
% LES	50,042	24,791	0,495	-0,045	-0,071
% LGM	60,672	29,259	0,482	-0,437	-0,648
% LOE	54,653	31,156	0,570	0,065	-1,035
% LOI	53,061	35,625	0,671	0,038	-1,603
% LRA	30,380	28,271	0,931	1,488	1,210
% RES	51,023	23,909	0,469	-0,306	0,002
% RGM	59,272	28,542	0,482	-0,398	-0,521
% ROE	48,770	29,857	0,612	0,365	-0,959
% ROI	51,851	33,018	0,637	0,211	-1,267
% RRA	23,742	21,868	0,921	1,969	4,259

*Coefficiente de variación (CV); Desviación estandar (SD); Erector espinal derecho (RES); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo derecho (RGM); Gluteo máximo izquierdo (LGM); Oblicuo externo derecho (ROE); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Recto abdominal derecho (RRA); Recto abdominal izquierdo (LRA)*

*Tabla 15. Porcentaje de activación muscular global durante la prueba sub umbral*

En la tabla 16 se presenta la estadística descriptiva del conjunto de músculos evaluados y normalizados a su MVIC durante cada uno de los periodos de tiempo evaluados en la ejecución de la carrera (5, 10, 15 y 20 minutos). Se encontró de manera general heterogeneidad en los datos de los músculos oblicuo interno y recto abdominal; y homogeneidad en el erector espinal, gluteo máximo y oblicuo externo en cada uno de los periodos de la prueba. Se observó que *LES*, *RES*, *RGM* y *LGM* fueron los músculos que aumentaron el porcentaje de activación a medida que incrementaba el tiempo de exposición al estímulo; mientras que los músculos *LOE*, *ROE*, *LOI*, *ROI*, *RRA* y *LRA* presentaron disminución en el porcentaje de activación. Se identificó diferencias estadísticamente significativas en la activación muscular de *LRA* (5 – 10 min); *RES* (10 – 15 min) y *LOE* (15 – 20 min).



Variable	n = 12														
	5 (min)				10 (min)				15 (min)				20 (min)		
	M	±SD	CV	p-Valor	M	±SD	CV	p-Valor	M	±SD	CV	p-Valor	M	±SD	CV
% LES	0,47	0,15	0,31	0,311	0,52	0,13	0,25	0,395	0,59	0,20	0,34	0,655	0,59	0,17	0,29
% RES	0,58	0,22	0,37	0,207	0,48	0,12	0,25	<b>0,029*</b>	0,55	0,10	0,19	0,687	0,57	0,14	0,25
% LGM	0,67	0,18	0,26	0,286	0,58	0,17	0,29	0,075	0,74	0,22	0,30	0,594	0,75	0,22	0,30
% RGM	0,71	0,17	0,25	0,238	0,65	0,19	0,29	0,937	0,65	0,18	0,28	0,146	0,61	0,22	0,37
% LOE	0,79	0,18	0,23	0,374	0,66	0,28	0,42	0,091	0,48	0,14	0,29	<b>0,033*</b>	0,40	0,14	0,36
% ROE	0,77	0,18	0,23	0,155	0,56	0,21	0,38	0,062	0,37	0,12	0,32	0,534	0,40	0,11	0,28
% LOI	0,67	0,28	0,42	0,859	0,59	0,31	0,52	0,182	0,48	0,32	0,66	0,424	0,44	0,27	0,62
% ROI	0,67	0,29	0,43	0,477	0,59	0,27	0,45	0,213	0,44	0,21	0,49	0,929	0,45	0,21	0,47
% LRA	0,61	0,35	0,57	<b>0,033*</b>	0,28	0,11	0,40	0,091	0,25	0,11	0,45	0,155	0,22	0,10	0,47
% RRA	0,31	0,17	0,55	0,286	0,21	0,11	0,51	0,374	0,27	0,17	0,61	0,131	0,32	0,21	0,66

\*. La diferencia es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

Coefficiente de variación (CV); Desviación estandar (SD); Erector espinal derecho (RES); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo derecho (RGM); Gluteo máximo izquierdo (LGM); media (M); minuto (min); Oblicuo externo derecho (ROE); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Recto abdominal derecho (RRA); Recto abdominal izquierdo (LRA)

Tabla 16. Porcentaje de activación muscular normalizado al MVIC.

### 12.4.3 Espectro de frecuencias

En la tabla 17 se reporta la estadística descriptiva de los espectros de frecuencia de los músculos evaluados durante la ejecución de la carrera, en los diferentes periodos de tiempo establecidos (5, 10, 15 y 20 min). Se identificaron cambios significativos en la tasa de reclutamiento de fibras en el primer periodo (5 – 10 min) de los músculos *LES*, *RES*, *LGM*, *RGM*, *LOE* y *ROE*. Durante el periodo (10 – 15 min) los músculos mantuvieron una proporción de aumento. Sin embargo, los cambios estadísticamente significativos se registraron en *LOE* y *ROE*.

Al final de la prueba (15 – 20 min) los músculos *LES*, *RES*, *LGM* y *RRA* presentaron disminución en sus espectros de frecuencia, la diferencia estadísticamente significativa en reducción para este periodo la presentó *RES*. Por otro lado, el grupo muscular *RGM*, *LOI*, *ROI*, *LOE*, *ROE* y *LRA* presentaron un comportamiento en aumento. Sin embargo, solamente *LOE* presentó cambios significativos en este periodo.

n = 12															
Variable	5 (min)				10 (min)				15 (min)				20 (min)		
	M	±SD	CV	p-Valor	M	±SD	CV	p-Valor	M	±SD	CV	p-Valor	M	±SD	CV
% LES	0,65	0,19	0,29	<b>0,013*</b>	0,79	0,11	0,14	0,646	0,70	0,26	0,37	0,646	0,68	0,28	0,41
% RES	0,60	0,23	0,39	<b>0,032*</b>	0,75	0,15	0,20	0,644	0,76	0,15	0,20	<b>0,050*</b>	0,67	0,21	0,31
% LGM	0,52	0,19	0,36	<b>0,021*</b>	0,65	0,19	0,29	0,067	0,73	0,15	0,20	0,246	0,71	0,13	0,19
% RGM	0,55	0,20	0,36	<b>0,016*</b>	0,71	0,12	0,17	0,722	0,72	0,13	0,18	0,131	0,76	0,10	0,13
% LOI	0,40	0,11	0,27	0,241	0,60	0,30	0,50	0,059	0,60	0,26	0,44	0,386	0,62	0,27	0,44
% ROI	0,40	0,07	0,18	0,067	0,45	0,08	0,18	0,117	0,47	0,09	0,19	0,186	0,49	0,11	0,23
% LOE	0,40	0,07	0,18	<b>0,007*</b>	0,48	0,10	0,20	<b>0,015*</b>	0,59	0,15	0,25	<b>0,021*</b>	0,64	0,17	0,26
% ROE	0,40	0,11	0,27	<b>0,037*</b>	0,45	0,14	0,30	<b>0,037*</b>	0,51	0,14	0,27	0,959	0,53	0,20	0,38
% LRA	0,34	0,07	0,20	0,155	0,36	0,06	0,18	0,477	0,39	0,11	0,30	0,213	0,40	0,13	0,32
% RRA	0,39	0,09	0,24	0,467	0,39	0,10	0,25	0,374	0,46	0,18	0,39	0,248	0,44	0,18	0,40

\*. La diferencia es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

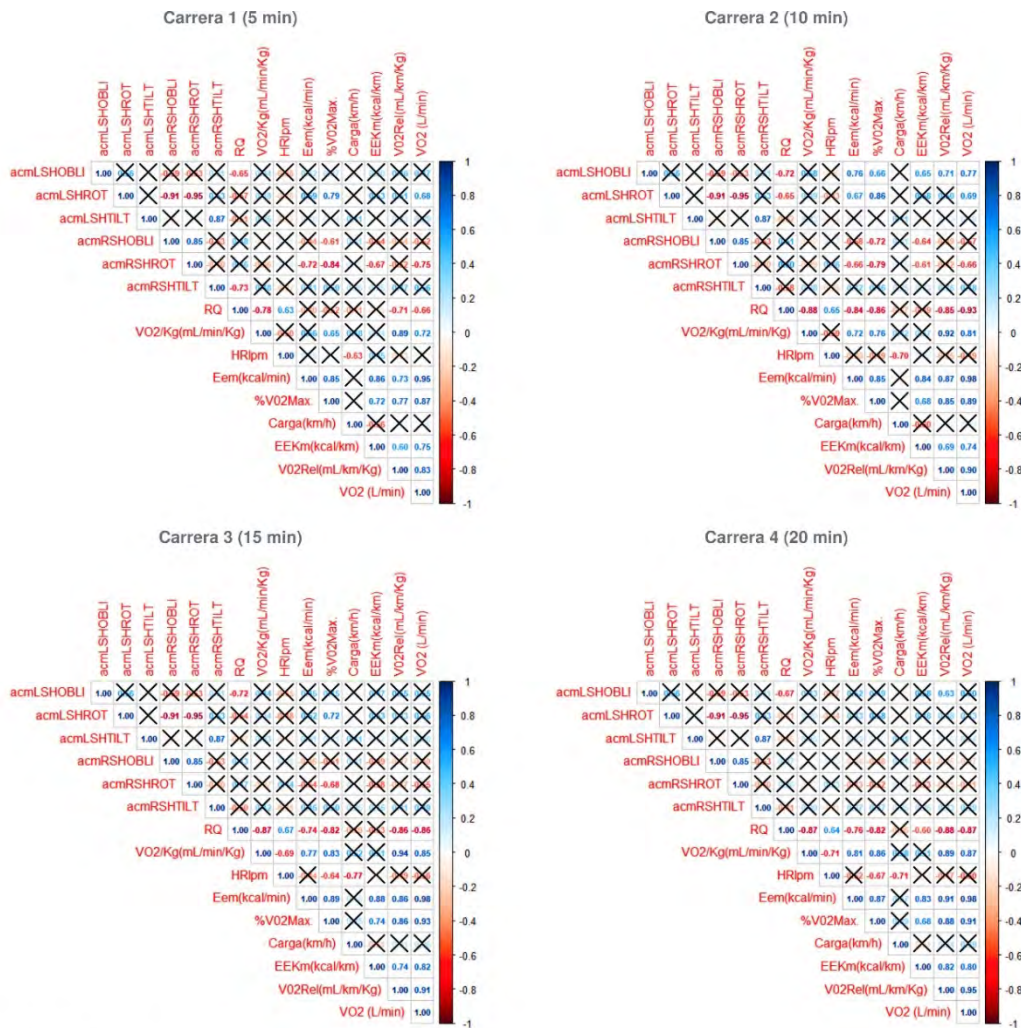
*Coefficiente de variación (CV); Desviación estándar (SD); Erector espinal derecho (RES); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo derecho (RGM); Gluteo máximo izquierdo (LGM); media (M); minuto (min); Oblicuo externo derecho (ROE); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Recto abdominal derecho (RRA); Recto abdominal izquierdo (LRA)*

*Tabla 17. Porcentaje del espectro de frecuencia normalizado a la mediana.*

## 12.6 CORRELACIÓN DE VARIABLES Y ECONOMÍA DE CARRERA

En el siguiente apartado se encuentra el proceso de correlación entre las variables evaluadas en el estudio. Se obtuvieron diversos correlogramas para graficar las relaciones entre los factores biomecánicos [cinemática del tronco / pelvis, parámetros espaciotemporales] y los factores fisiológicos [activación muscular del core, espectros de frecuencia del core y economía de carrera expresada en términos de consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) y gasto energético ( $E_{ekm}$ )].

### 12.6.1 Cinemática del tronco y economía de carrera (EC)



Tronco - Fase de apoyo

Figura 41. Correlograma cinemática del tronco y EC en fase de apoyo

En la figura 41 se presenta las relaciones entre la cinemática del tronco en la fase de apoyo y la EC durante la prueba sub umbral. Se determinó en los primeros 10 minutos una relación positiva moderada entre la EC (*Eekm*) y los movimientos de oblicuidad ( $r = 0,76$ ) y rotación ( $r = 0,67$ ). También se encontraron relaciones positivas entre la fracción del consumo máximo de oxígeno utilizado y los movimientos de oblicuidad [% $VO_{2max}$  ( $r = 0,66$ );  $VO_2$  ( $r = 0,77$ )] y rotación [% $VO_{2max}$  ( $r = 0,86$ );  $VO_2$  ( $r = 0,69$ )]. Durante los minutos (11 – 20) se confirmó que las relaciones se volvieron más débiles, y se registraron relaciones positivas moderadas entre los movimientos de rotación y la fracción del consumo máximo de oxígeno [% $VO_{2max}$  ( $r = 0,72$ )]; e inclinación del tronco y la EC [ $VO_2$  ml/km/kg ( $r = 0,63$ ); *Eekm* ( $r = 0,58$ )].

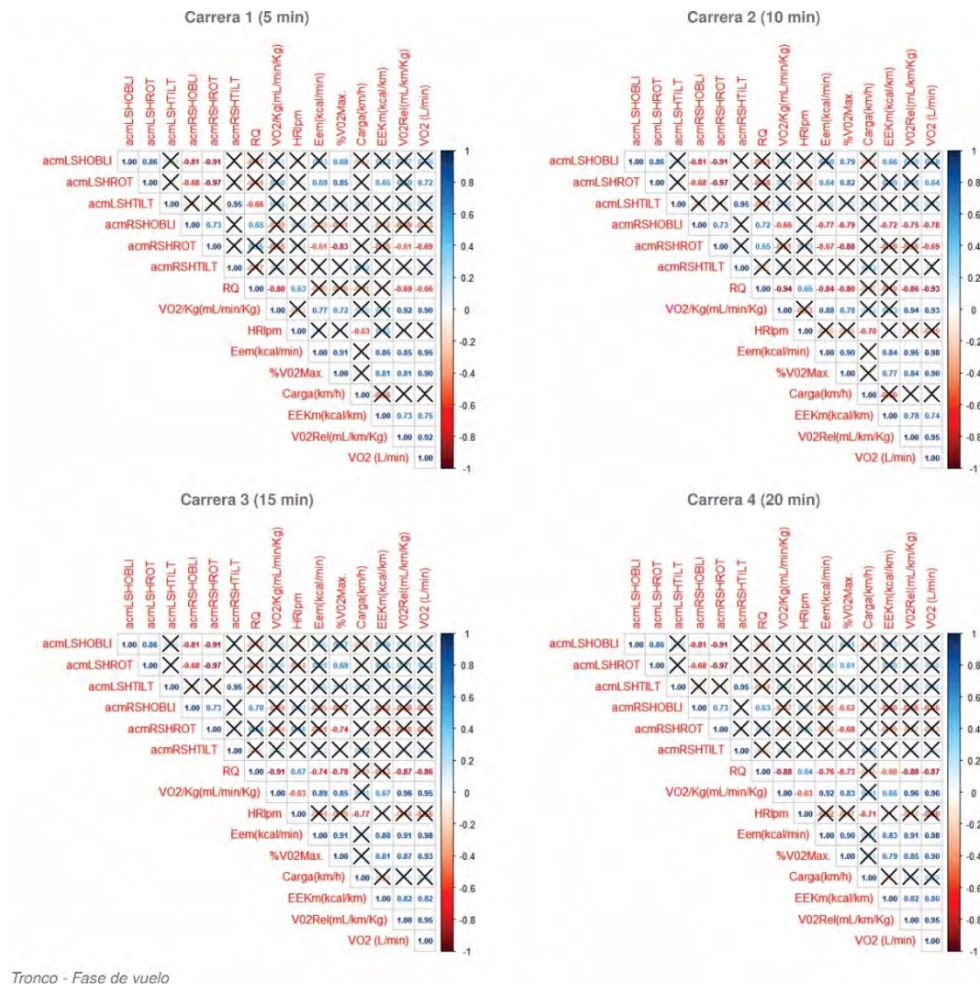


Figura 42. Correlograma cinemática del tronco y EC en fase de vuelo



La figura 42 se muestran las relaciones entre la cinemática del tronco en la fase de vuelo y la EC durante la prueba sub umbral. Durante los primeros 10 minutos se presentó una relación positiva moderada entre la oblicuidad o inclinación lateral y la EC [ $Eekm (r = 0,66)$ ]. Se registraron relaciones positivas moderadas y altas entre el consumo de oxígeno y la rotación del tronco [ $\%VO_{2max} (r = 0,82)$ ;  $VO_{2abs} (r = 0,64)$ ]. Durante los minutos (11 – 20) las relaciones se volvieron más débiles, la única correlación que se conservó durante toda la prueba fue la fracción de  $VO_{2max}$  utilizada con la rotación [ $\%VO_{2max} (r = 0,69)$ ] e inclinación lateral [ $\%VO_{2max} (r = 0,61)$ ].

### 12.6.2 Cinemática de la pelvis y economía de carrera (EC)

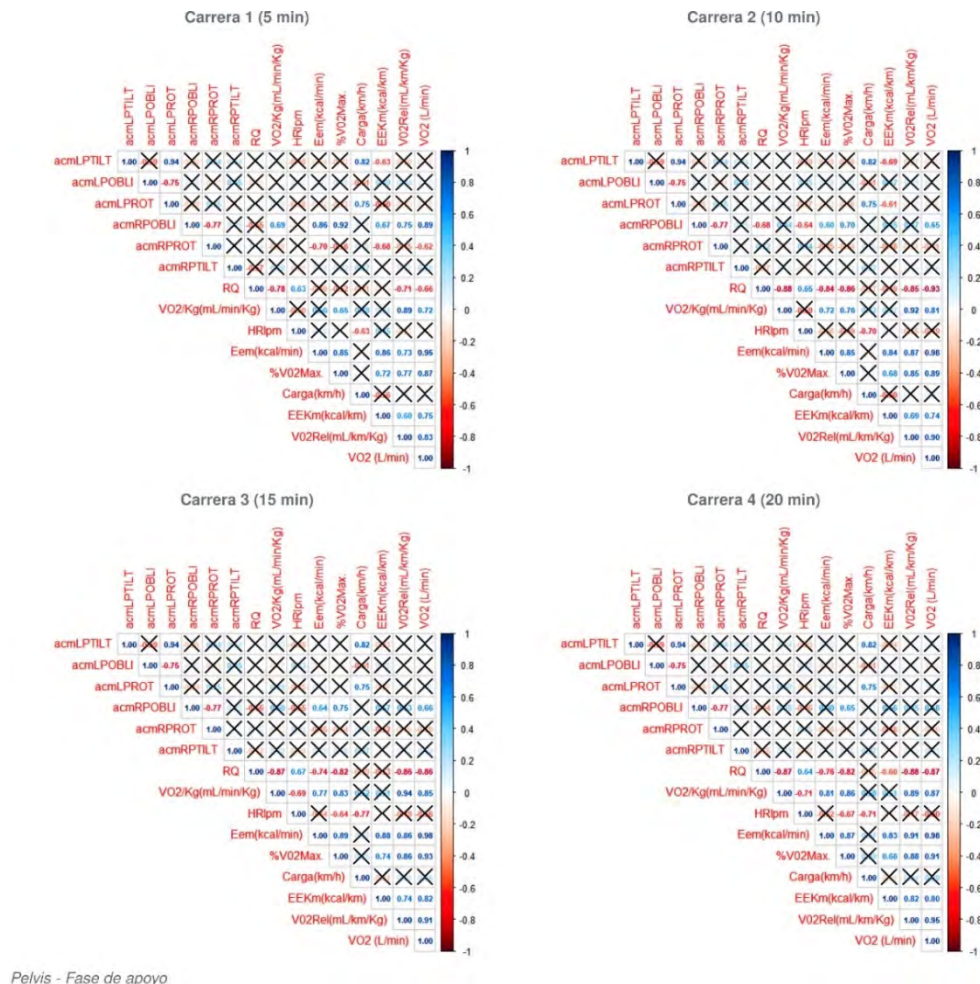
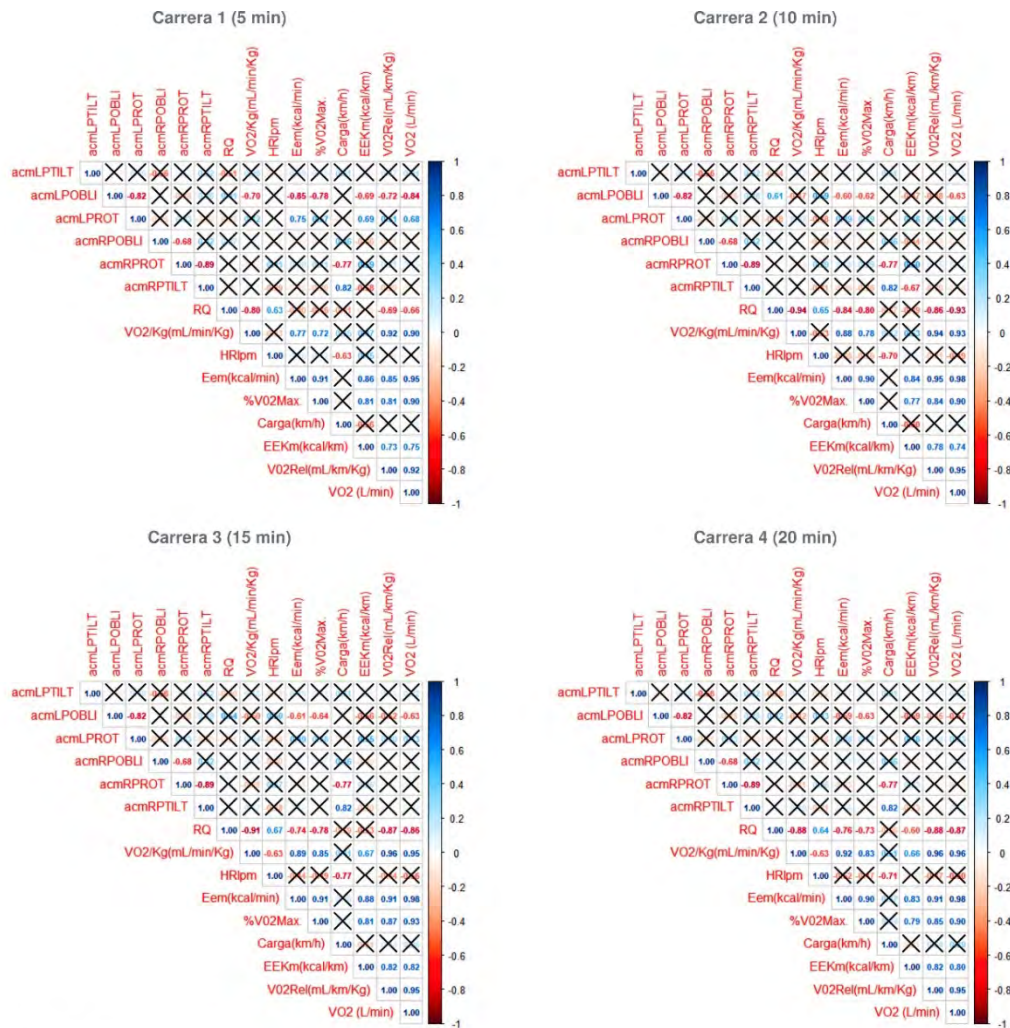


Figura 43. Correlograma cinemática de la pelvis y EC en fase de apoyo

La figura 43 expone las relaciones entre la cinemática de la pelvis en la fase de apoyo y la EC durante la prueba sub umbral. Se encontró durante los primeros 10 minutos, relaciones positivas altas entre el movimiento de oblicuidad y la EC, [Eem ( $r = 0,86$ ); %  $VO_{2max}$  ( $r = 0,70$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0,75$ );  $VO_2$  ml/km/kg ( $r = 0,75$ )]. La rotación pélvica exhibió relaciones negativas moderadas con la EC, [Eekm ( $r = -0,68$ )]. En los últimos 10 minutos de la prueba se conservaron las relaciones entre oblicuidad pélvica y la EC [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0,75$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0,66$ ); Eekm ( $r = 0,64$ )]. Para el movimiento pélvico durante la fase de apoyo es importante resaltar que se presentó una relación positiva alta durante toda la prueba entre la carga y los movimientos de anteversión ( $r = 0,82$ ) y rotación ( $r = 0,75$ ).



Pelvis - Fase de vuelo

Figura 44. Correlograma cinemática de la pelvis y EC en fase de vuelo

La figura 44 presenta las relaciones entre la cinemática de la pelvis en la fase de vuelo y la EC durante la prueba. Se estableció en los primeros 10 minutos, relaciones negativas moderadas entre la oblicuidad y la EC [ $VO_2$  ml/km/kg ( $r = -0,72$ ); Eekm ( $r = -0,69$ ; % $VO_{2max}$  ( $r = -0,78$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = -0,63$ )]. La rotación exhibió relaciones positivas moderadas con la EC [Eekm ( $r = 0,69$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0,68$ )]. Para los minutos (11 - 20) se conservó la relación entre la oblicuidad y la EC [Eekm ( $r = -0,61$ ); % $VO_2$  ( $r = -0,64$ )]. Es importante resaltar que se presentó una relación alta durante toda la prueba entre la carga y los movimientos de anteversión ( $r = 0,82$ ) y rotación ( $r = -0,77$ ).

### 12.6.3 Cinemática de la pelvis y tronco con parámetros espaciotemporales

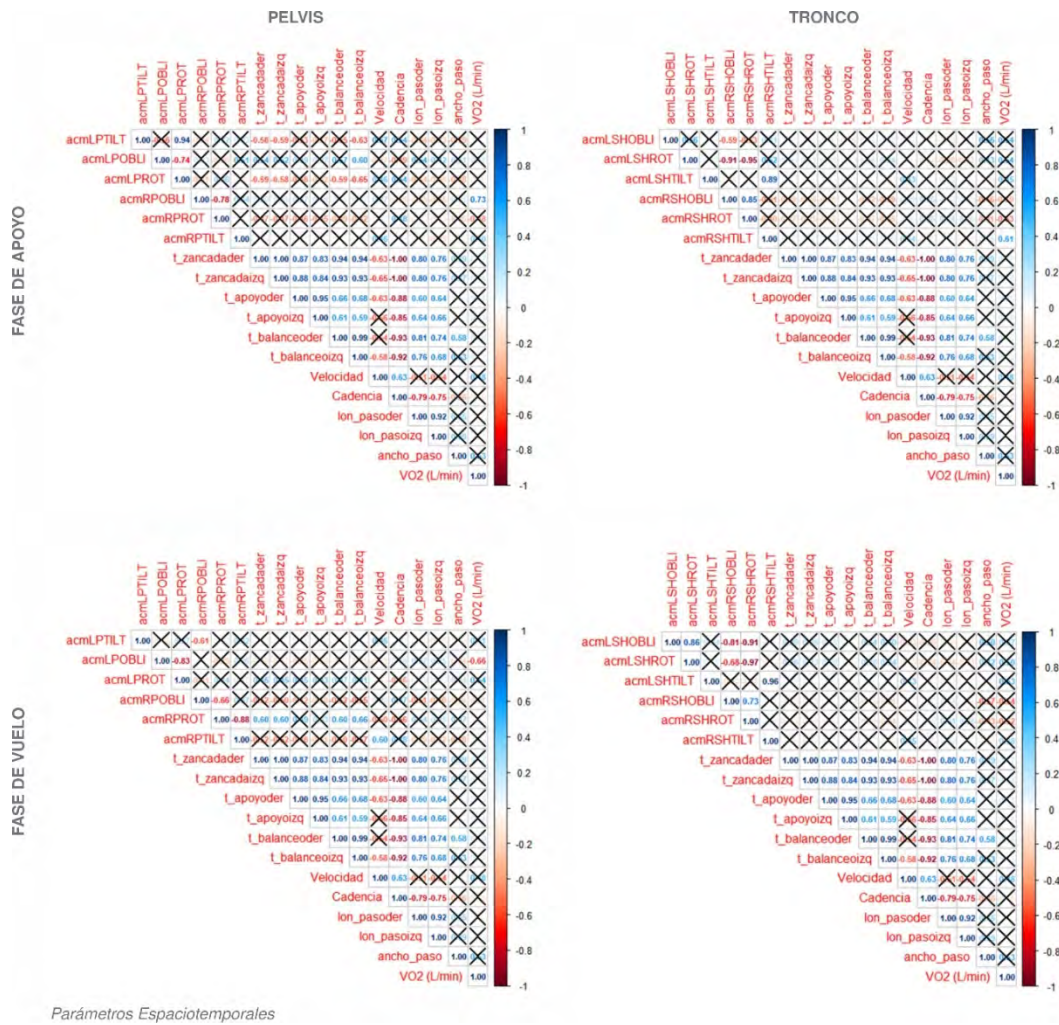
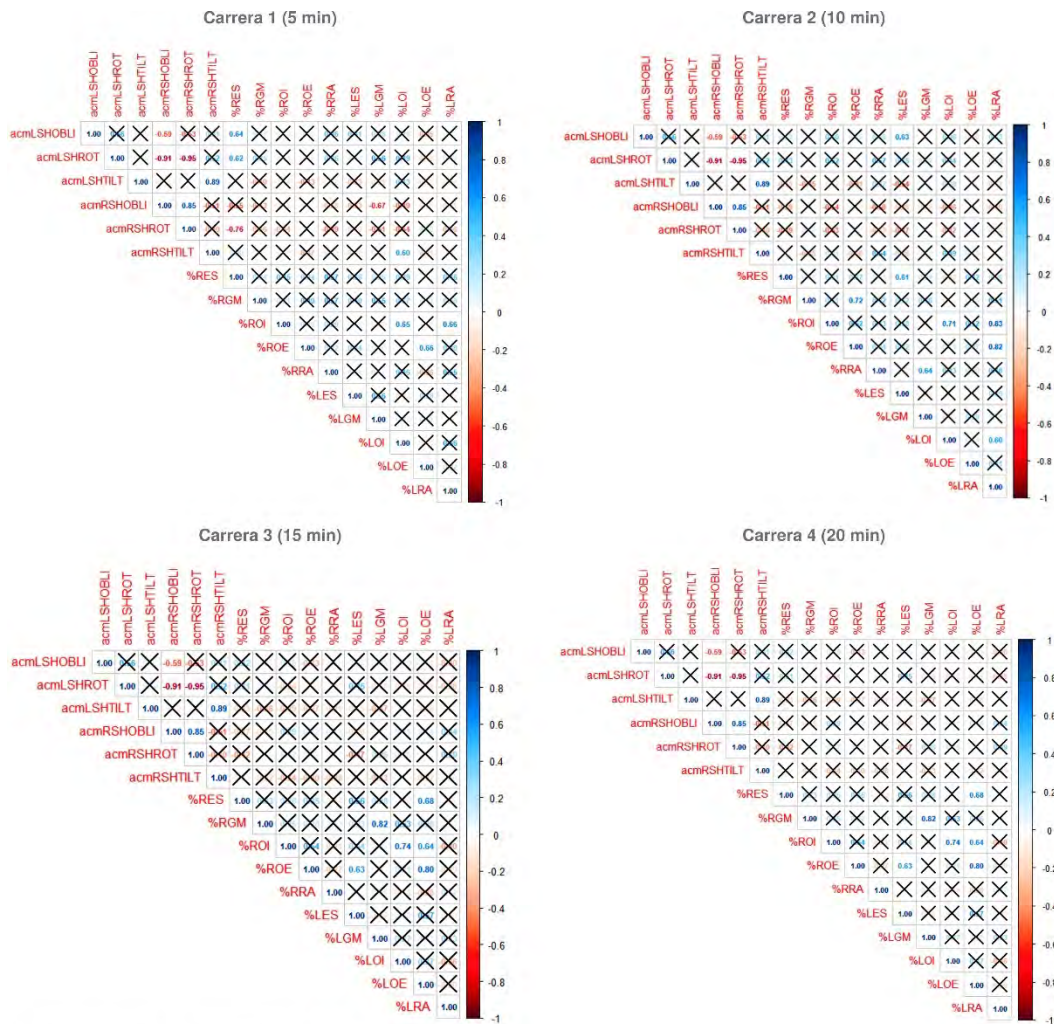


Figura 45. Correlograma cinemática y parámetros espaciotemporales



En la figura 45 se muestran las relaciones entre la cinemática y los parámetros espaciotemporales diferenciando las fases de apoyo y vuelo durante la prueba. Se encontró que los movimientos del tronco no tienen relación con los parámetros espaciotemporales. Por otro lado, los movimientos pélvicos (*tilt* y *rotación*) manifestaron relaciones negativas moderadas durante el apoyo. La anteversión pélvica con tiempo de zancada ( $r = -0,59$ ) y tiempo de balanceo ( $r = -0,63$ ). La rotación con tiempo de zancada ( $r = -0,58$ ) y tiempo de balanceo ( $r = -0,65$ ). Además, la rotación pélvica presentó una relación positiva moderada con los tiempos de zancada ( $r = 0,6$ ) y balanceo ( $r = 0,6$ ) en la fase de vuelo.

### 12.6.4 Cinemática del tronco con activación muscular

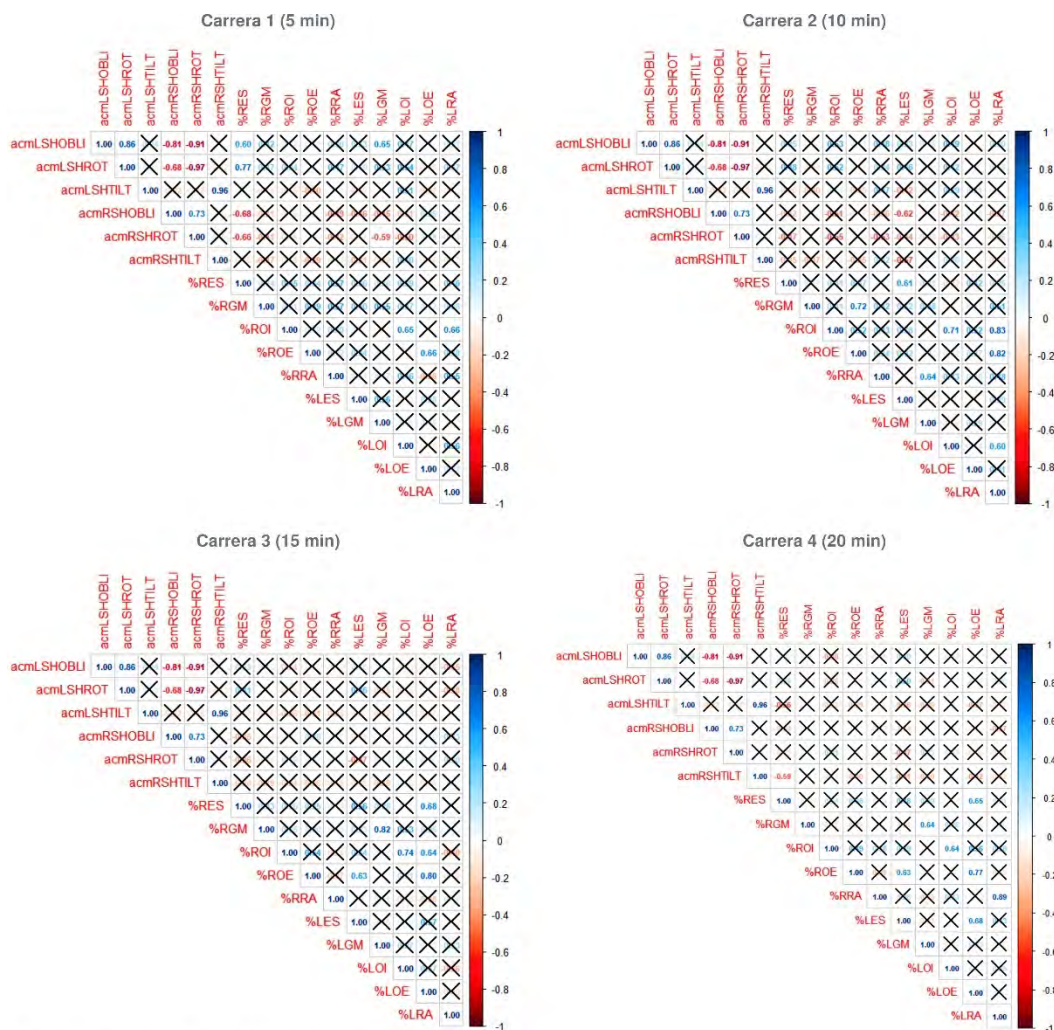


Activación muscular - Tronco - Fase de apoyo

Figura 46. Correlograma cinemática del tronco en apoyo y activación muscular



En la figura 46 se presentan las relaciones entre la cinemática del tronco en la fase de apoyo y la activación muscular del core. Se encontraron relaciones positivas moderadas entre el erector de la columna (*LES* y *RES*) y los movimientos de oblicuidad y rotación. Durante los primeros 10 minutos, las relaciones entre la oblicuidad fueron: [*LES* ( $r = 0,63$ ); *RES* ( $r = 0,64$ )] y con la rotación fueron: [*LES* ( $r = 0,51$ ); *RES* ( $r = 0,62$ )]. Después, en los minutos (11 - 20) las relaciones se volvieron más débiles, aunque son las más representativas de todo el componente muscular evaluado.

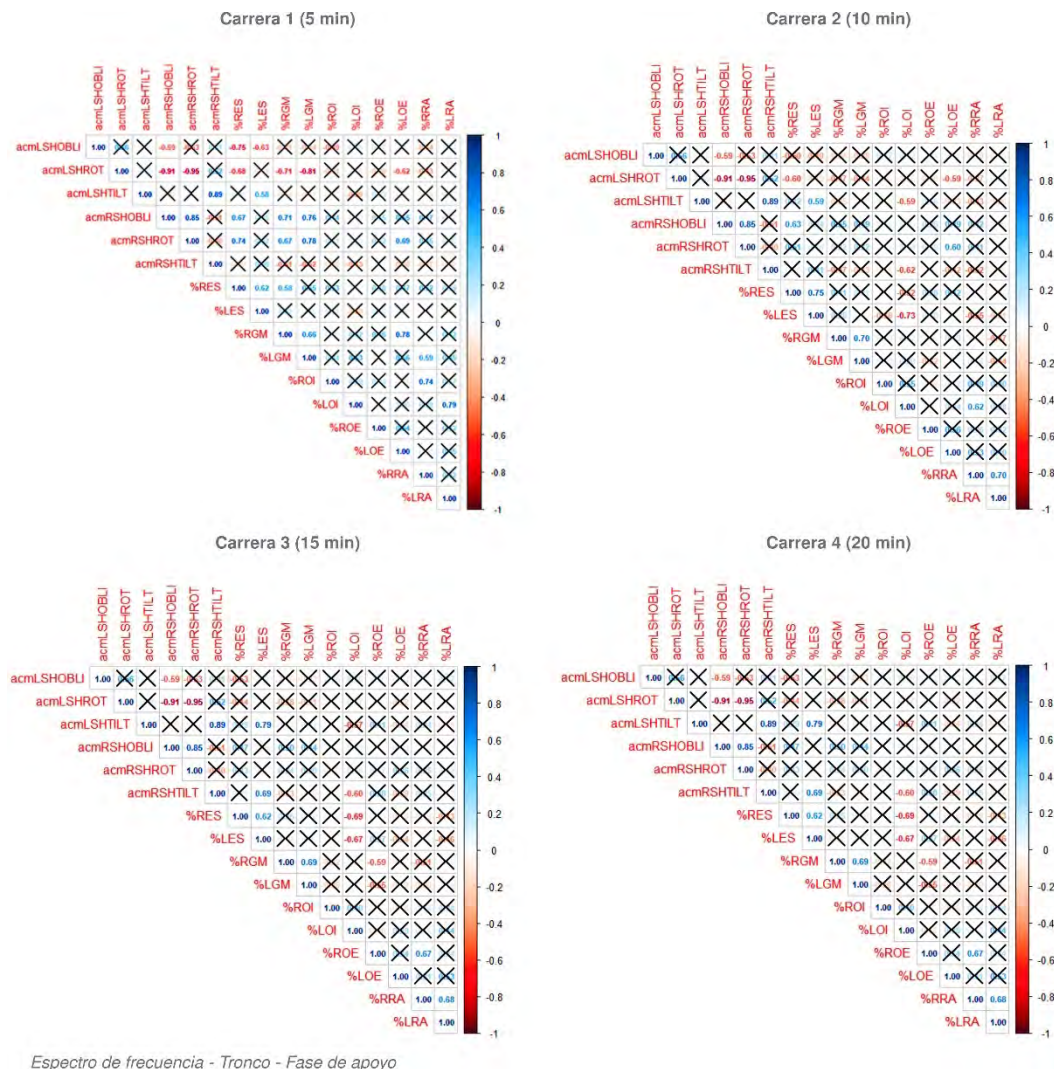


Activación muscular - Tronco - Fase de vuelo

Figura 47. Correlograma cinemática del tronco en vuelo y activación muscular

En la figura 47 se muestran las relaciones entre la cinemática del tronco en la fase de vuelo y la activación muscular del core. Se encontraron relaciones muy bajas. Sin embargo, se evidenció un aumento en la intensidad de las relaciones entre la activación muscular de algunos músculos. La relación entre los gluteos máximos [RGM y LGM ( $r = 0,82$ )]; oblicuos externos [ROE y LOE ( $r = 0,8$ )]; oblicuos internos [ROI y LOI ( $r = 0,74$ )] y recto abdominal [RRA y LRA ( $r = 0,89$ )].

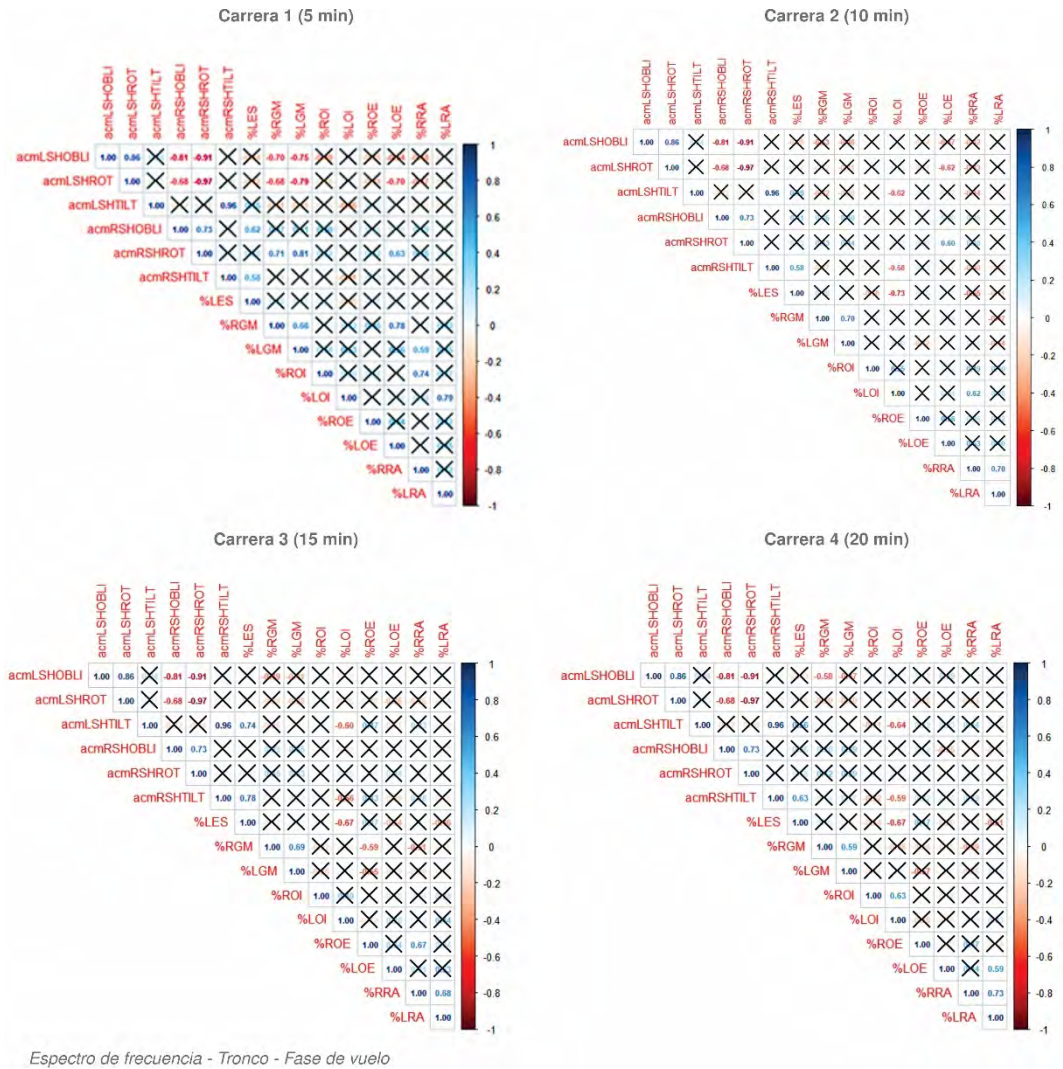
### 12.6.5 Cinemática del tronco con espectro de frecuencias



Espectro de frecuencia - Tronco - Fase de apoyo

Figura 48. Correlograma cinemática del tronco en apoyo y espectro de frecuencias

En la figura 48 se encuentran las relaciones entre la cinemática del tronco en la fase de apoyo y los espectros de frecuencia de la señal EMG. Se encontró que el espectro de frecuencia (reclutamiento temporal del músculo (LES)) presentó relaciones positivas moderadas con la flexión anterior del tronco durante los primeros 10 minutos [*LSHTILT* ( $r = 0,59$ ); *RSHTILT* ( $r = 0,51$ )] y en los minutos (11 - 20) las relaciones aumentaron [*LSHTILT* ( $r = 0,79$ ); *RSHTILT* ( $r = 0,69$ )].



Espectro de frecuencia - Tronco - Fase de vuelo

Figura 49. Correlograma cinemática del tronco en vuelo y espectro de frecuencias



En la figura 49 se encuentra las relaciones entre la cinemática del tronco en la fase de vuelo y los espectros de frecuencia de la señal EMG. Se encontraron relaciones positivas moderadas entre el músculo (LES) y la flexión del tronco [ $LSHTILT$  ( $r = 0,74$ );  $RSHTILT$  ( $r = 0,78$ )]. Además, relaciones negativas moderadas entre (LOI) y la flexión del tronco [ $LSHTILT$  ( $r = -0,64$ );  $RSHTILT$  ( $r = -0,59$ )].

### 12.6.6 Cinemática de la pelvis con activación muscular

En la figura 50 se describen las relaciones entre la cinemática de la pelvis en la fase de apoyo y la activación muscular del core. Se encontraron relaciones muy bajas. Sin embargo, el Glúteo máximo (GM) presentó relaciones positivas bajas con la rotación pélvica en 10 minutos [ $RPROT$  ( $r = 0,58$ )] y 15 minutos [ $RPROT$  ( $r = 0,67$ )].

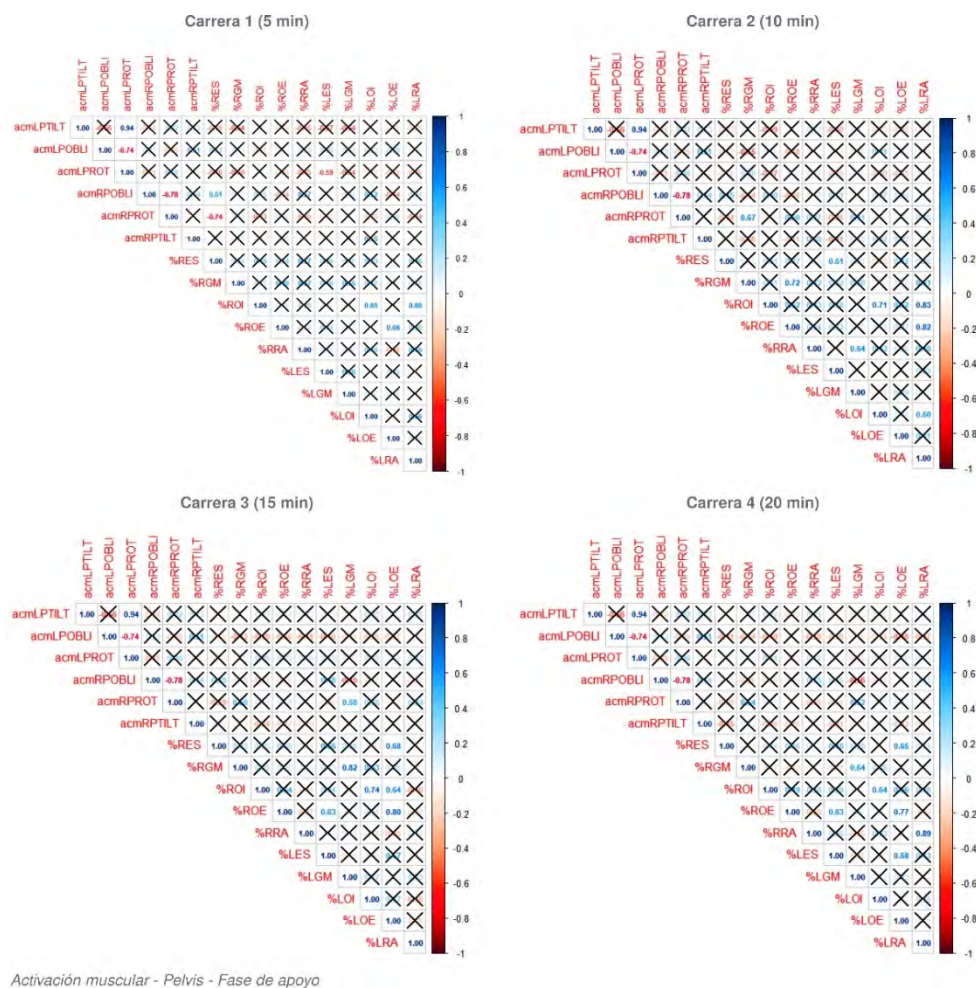
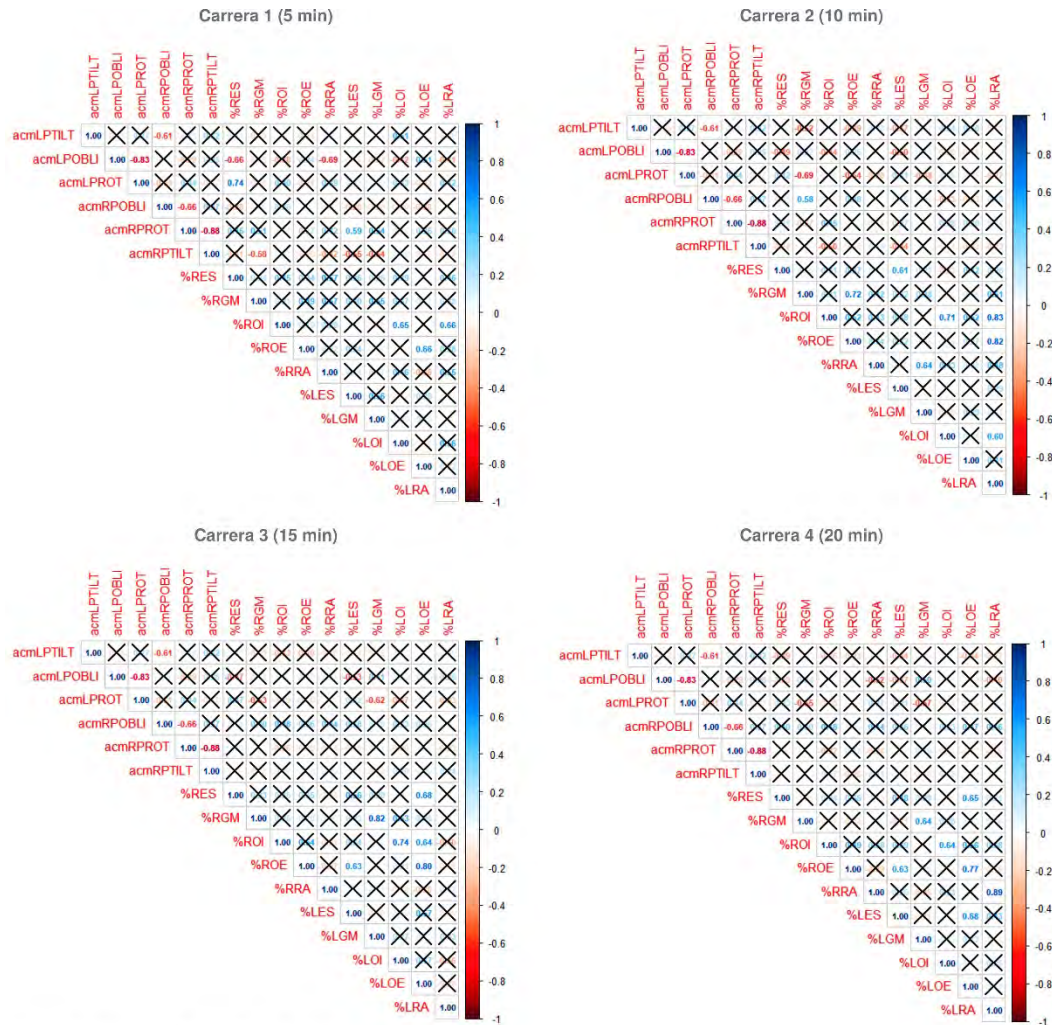


Figura 50. Correlograma cinemática de la pelvis en apoyo y activación muscular

En la figura 51 se muestran las relaciones entre la cinemática de la pelvis en la fase de vuelo y la activación muscular del core. Se encontró relaciones muy bajas. Sin embargo, se evidenció una relación negativa moderada durante 2 momentos de la prueba entre la rotación de la pelvis y el gluteo máximo, [RGM: ( $r = -0,69$ ); LGM: ( $r = -0,62$ )].

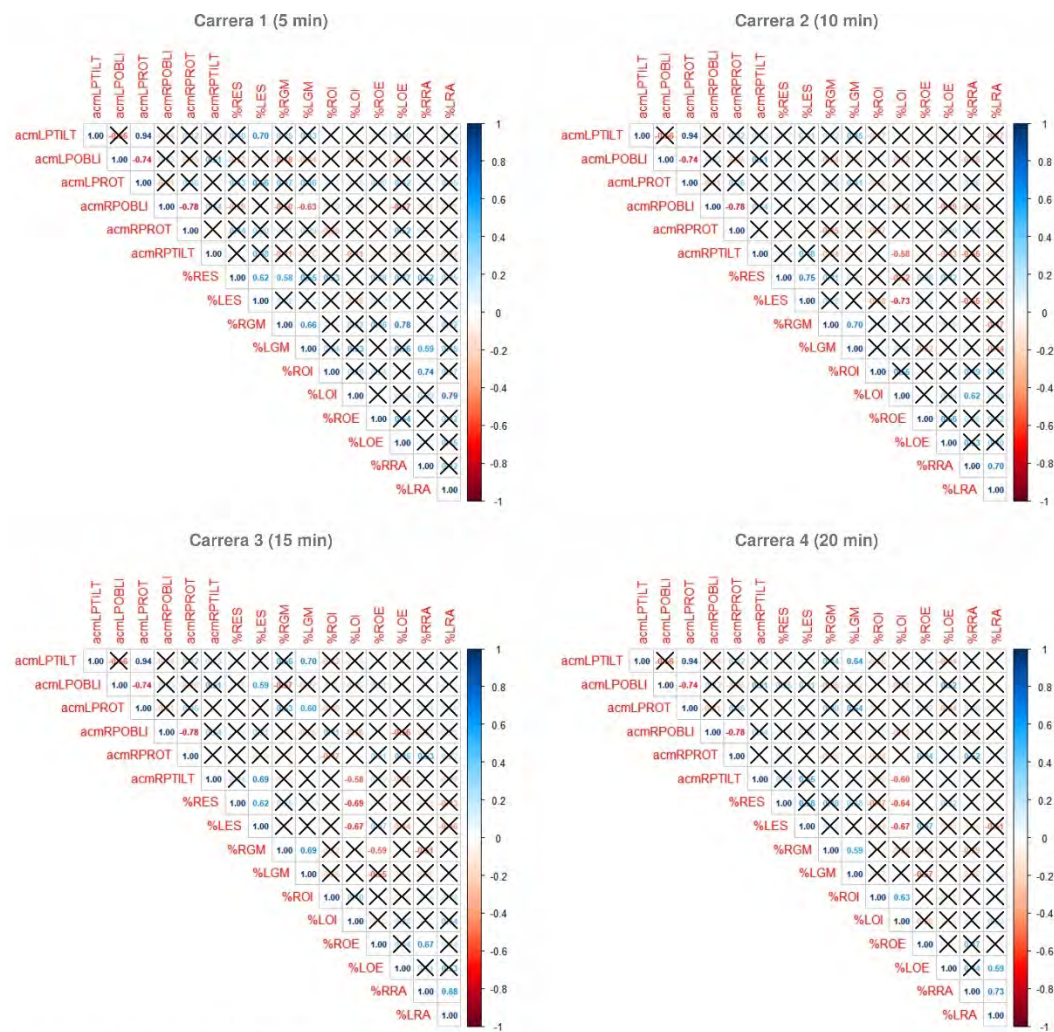


Activación muscular - Pelvis - Fase de vuelo

Figura 51. Correlograma cinemática de la pelvis en vuelo y activación muscular

### 12.6.7 Cinemática de la pelvis con espectro de frecuencias

En la figura 52 se describen las relaciones entre la cinemática de la pelvis en la fase de apoyo y los espectros de frecuencia de la señal EMG. Se encontraron relaciones moderadas con el movimiento de anteversión de la pelvis y los músculos [*LES* ( $r = 0,70$ ); *LOI* ( $r = -0,60$ ); *LGM* ( $r = 0,7$ )]. Además, es importante mencionar que se registró una relación negativa moderada entre el comportamiento de *LOI* y el grupo muscular del erector de la columna [*LES* ( $r = -0,69$ ); *RES* ( $r = -0,67$ )].

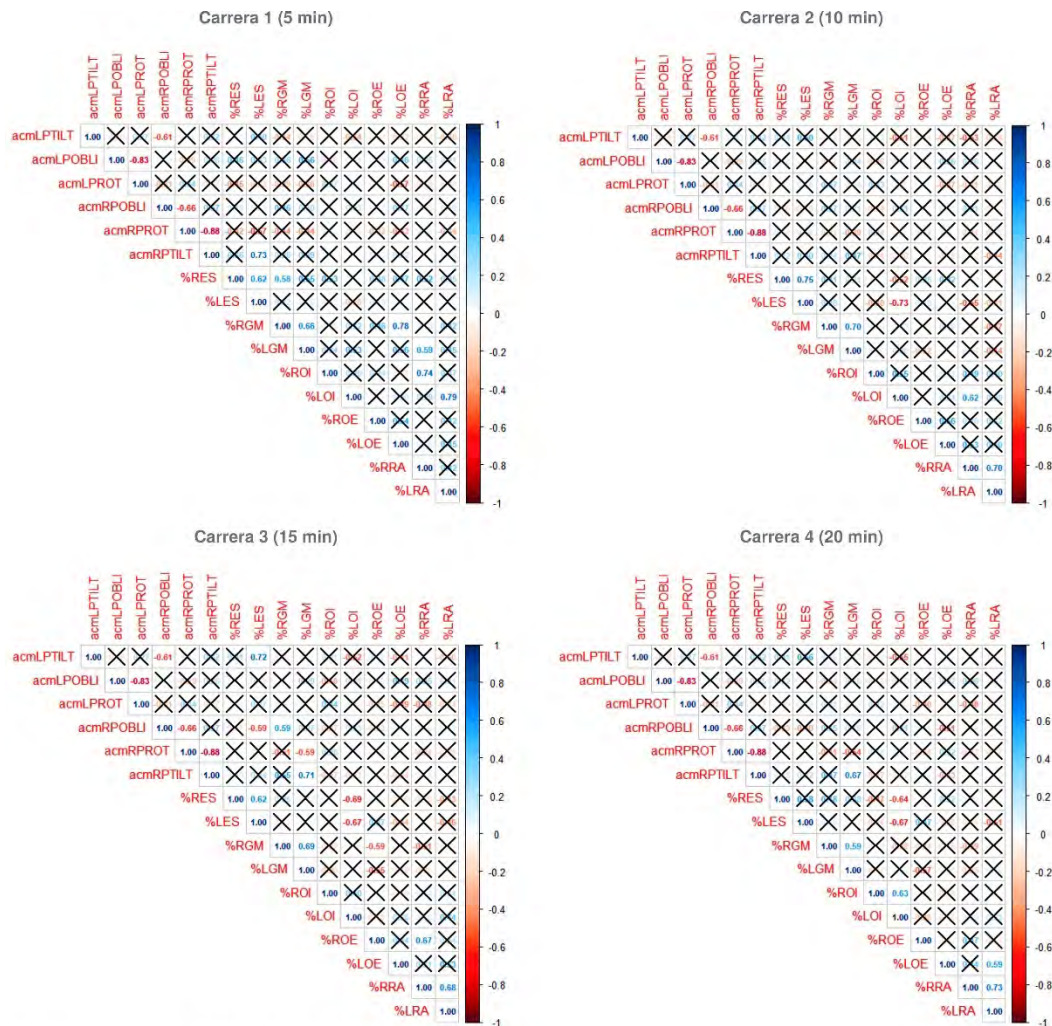


Espectro de frecuencia - Pelvis - Fase de apoyo

Figura 52. Correlograma cinemática de la pelvis en apoyo y espectro de frecuencias



En la figura 53 se muestran las relaciones entre la cinemática de la pelvis en la fase de vuelo y los espectros de frecuencia de la señal EMG. Se encontraron relaciones moderadas con el movimiento de anteversión de la pelvis y los músculos [*LES* ( $r = 0,72$ ); *LGM* ( $r = 0,71$ )]. Además, es importante mencionar que se registró una relación positiva moderada entre el comportamiento de *LRA* y *RRA* durante toda la prueba sub umbral ( $r = 0,7$ ).



Espectro de frecuencia - Pelvis - Fase de vuelo

Figura 53. Correlograma cinemática de la pelvis en vuelo y espectro de frecuencias

### 12.6.8 Economía de carrera y activación muscular

En la figura 54 se presentan las relaciones entre la EC y la activación muscular del core. Se determinó que durante los primeros 10 minutos se presentaron relaciones bajas y débiles. Dentro del rango 11 – 20 minutos se presentó relaciones positivas moderadas del músculo LES con la EC [ $VO_2 \text{ ml/min/kg}$  ( $r = 0,65$ );  $Eem$  ( $r = 0,62$ );  $\%VO_{2max}$  ( $r = 0,82$ );  $VO_2 \text{ abs}$  ( $r = 0,67$ )] y el músculo LOE manifestó relaciones positivas moderadas con la EC, [ $VO_2 \text{ ml/km/kg}$  ( $r = 0,61$ );  $Eem$  ( $r = 0,68$ );  $\%VO_2$  ( $r = 0,87$ );  $VO_2 \text{ abs}$  ( $r = 0,67$ );  $VO_2 \text{ rel}$  ( $r = 0,68$ )].

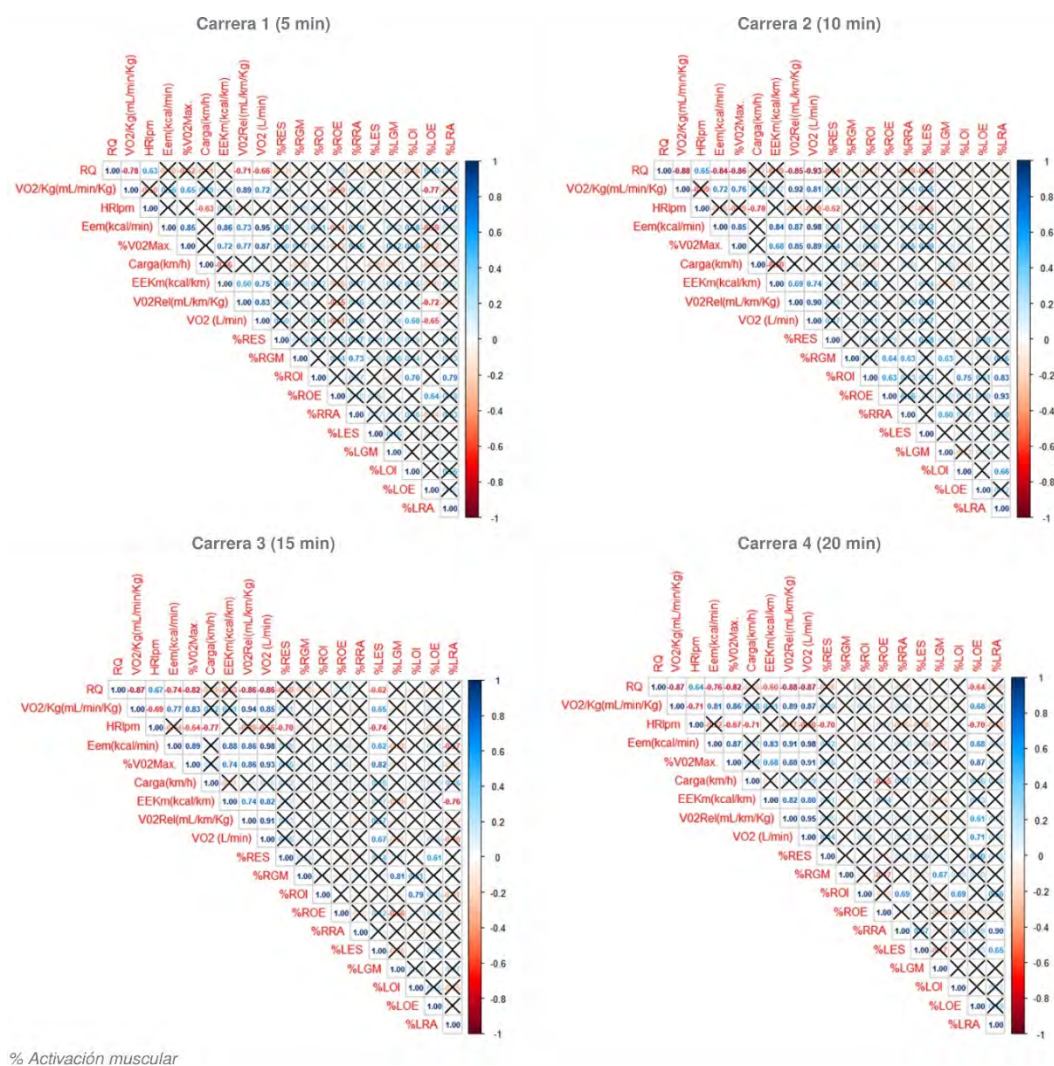


Figura 54. Correlograma economía de carrera y activación muscular



En la tabla 18, se describen las relaciones entre la EC y la activación muscular del core de manera general durante toda la prueba. Se evidenciaron correlaciones positivas bajas y moderadas entre la EC y el grupo muscular “Erector de la columna” RES y LES. En la tabla 19 se muestra las relaciones entre la EC y la activación muscular del core para cada uno de los periodos de tiempo (5, 10, 15 y 20 min).

	VO <sub>2</sub> abs		%VO <sub>2</sub> max		VO <sub>2</sub> rel		VO <sub>2</sub> rel Km		EEKm	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
%RES	,378*	0,011	,385**	0,010	0,283	0,063	0,276	0,069	0,276	0,069
%RGM	-0,004	0,982	0,129	0,406	-0,010	0,950	-0,012	0,936	-0,101	0,513
%ROI	0,176	0,254	0,072	0,641	0,036	0,817	0,062	0,691	0,164	0,288
%ROE	-0,260	0,088	-0,267	0,079	-0,256	0,094	-0,248	0,104	-0,224	0,144
%RRA	0,239	0,118	0,235	0,124	0,180	0,241	0,156	0,313	0,084	0,586
%LES	,460**	0,002	,529**	0,000	,409**	0,006	,431**	0,003	,338*	0,025
%LGM	-0,052	0,739	0,069	0,656	-0,010	0,950	-0,038	0,808	-0,126	0,416
%LOI	0,092	0,553	0,023	0,880	-0,101	0,516	-0,071	0,649	0,067	0,666
%LOE	-0,218	0,155	-0,180	0,242	-0,172	0,265	-0,192	0,211	-0,209	0,173
%LRA	-0,149	0,335	-0,149	0,334	-0,202	0,188	-0,211	0,170	-0,134	0,385

\*. La correlación es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

\*\* La correlación es significativa para:  $p \leq 0,01$  (bilateral).

Absoluto (abs); Consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>); Gasto energético (EE); kilometro (km); relativo (rel); Erector espinal derecho (RES); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo derecho (RGM); Gluteo máximo izquierdo (LGM); Oblicuo externo derecho (ROE); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Recto abdominal derecho (RRA); Recto abdominal izquierdo (LRA)

Tabla 18. Correlación entre Economía de carrera y activación muscular general

En primer lugar, se encontró que no hay correlaciones significativas entre la EC y el grupo muscular del hemicuerpo derecho, por eso se omitió en la tabla 19. Se determinó que durante el periodo inicial de 5 minutos hay correlaciones negativas altas entre el músculo LOE y la EC [ $VO_{2\text{abs}}$  ( $r = -0,65$ );  $VO_{2\text{rel}}$  ( $r = -0,76$ );  $VO_{2\text{ml/min/kg}}$  ( $r = -0,72$ )] y una correlación positiva moderada entre LOI y la EC [ $VO_{2\text{abs}}$  ( $r = -0,65$ )].

Para el segundo intervalo de 6 a 10 minutos no se presentó relaciones entre las variables. Durante el tercer intervalo 11 a 15 minutos se encontró correlaciones positivas moderadas y altas entre el LES y la EC [%  $VO_{2}$  ( $r = 0,82$ );  $VO_{2\text{abs}}$  ( $r = 0,67$ );  $VO_{2\text{rel}}$  ( $r = 0,65$ )]. Para el último rango 16 a 20 minutos se encontró relaciones positivas moderadas y altas entre el músculo LOE y la EC [ $VO_{2\text{ml/min/kg}}$  ( $r = 0,61$ ); %  $VO_{2\text{max}}$  ( $r = 0,86$ );  $VO_{2\text{abs}}$  ( $r = 0,71$ );  $VO_{2\text{rel}}$  ( $r = 0,68$ )].

		%LES		%LGM		%LOI		%LOE		%LRA	
		r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
5 min	%VO <sub>2</sub>	0,09	0,80	0,52	0,10	0,56	0,07	-0,42	0,20	0,19	0,58
	VO <sub>2</sub> abs	0,11	0,76	0,34	0,31	<b>,604*</b>	0,05	<b>-,654*</b>	0,03	0,14	0,68
	VO <sub>2</sub> Rel	0,08	0,81	0,09	0,78	0,18	0,60	<b>-,767**</b>	0,01	-0,38	0,24
	VO <sub>2</sub> Rel Km	0,23	0,49	0,28	0,40	0,22	0,51	<b>-,723*</b>	0,01	-0,27	0,42
	E EKm	0,20	0,56	0,42	0,20	0,45	0,16	-0,30	0,38	0,37	0,26
10 min	%VO <sub>2</sub>	0,60	0,05	0,22	0,53	0,21	0,53	0,07	0,85	0,19	0,57
	VO <sub>2</sub> abs	0,57	0,07	-0,02	0,96	0,19	0,58	-0,10	0,77	0,20	0,55
	VO <sub>2</sub> Rel	0,55	0,08	0,17	0,61	-0,10	0,78	0,03	0,92	0,03	0,93
	VO <sub>2</sub> Rel Km	0,59	0,06	0,05	0,87	0,02	0,94	0,01	0,98	0,11	0,75
	E EKm	0,44	0,18	-0,26	0,43	0,29	0,39	-0,10	0,76	0,19	0,58
15 min	%VO <sub>2</sub>	<b>,822**</b>	0,00	-0,23	0,49	0,03	0,94	0,20	0,56	-0,31	0,35
	VO <sub>2</sub> abs	<b>,669*</b>	0,02	-0,26	0,44	0,11	0,75	0,30	0,37	-0,46	0,16
	VO <sub>2</sub> Rel	<b>,655*</b>	0,03	-0,17	0,62	0,02	0,95	0,21	0,53	0,00	1,00
	VO <sub>2</sub> Rel Km	0,57	0,06	-0,21	0,53	-0,03	0,94	0,13	0,70	-0,24	0,48
	E EKm	0,37	0,26	-0,39	0,24	-0,04	0,90	0,17	0,62	<b>-,760**</b>	0,01
20 min	%VO <sub>2</sub>	0,34	0,31	-0,17	0,63	-0,14	0,69	<b>,865**</b>	0,00	0,30	0,37
	VO <sub>2</sub> abs	0,23	0,49	-0,25	0,45	0,01	0,97	<b>,711*</b>	0,01	0,30	0,37
	VO <sub>2</sub> Rel	0,12	0,73	-0,16	0,64	-0,15	0,65	<b>,684*</b>	0,02	0,31	0,36
	VO <sub>2</sub> Rel Km	0,14	0,68	-0,23	0,51	-0,12	0,72	<b>,613*</b>	0,04	0,27	0,41
	E EKm	0,13	0,70	-0,34	0,30	-0,06	0,87	0,42	0,19	0,02	0,95

\*. La correlación es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

\*\* La correlación es significativa para:  $p \leq 0,01$  (bilateral).

Absoluto (abs); Consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>); Gasto energético (EE); kilometro (km); relativo (rel); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo izquierdo (LGM); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Recto abdominal izquierdo (LRA)

Tabla 19. Correlación entre Economía de carrera y activación muscular por periodos

### 12.5.5 Economía de carrera y espectro de frecuencia

	VO <sub>2</sub> abs		%VO <sub>2</sub>		VO <sub>2</sub> rel		VO <sub>2</sub> rel Km		E EKm	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
%_RES	<b>-,420**</b>	0,005	<b>-,393**</b>	0,008	-0,217	0,157	<b>-,326*</b>	0,031	<b>-,385**</b>	0,010
%_LES	-0,107	0,488	-0,136	0,378	-0,036	0,817	-0,142	0,358	-0,181	0,240
%_RGM	-0,064	0,680	-0,190	0,216	-0,056	0,717	-0,152	0,324	-0,136	0,378
%_LGM	-0,216	0,159	-0,290	0,056	-0,057	0,713	-0,247	0,106	<b>-,359*</b>	0,017
%_ROI	<b>,330*</b>	0,029	<b>,332*</b>	0,028	<b>,460**</b>	0,002	<b>,453**</b>	0,002	<b>,302*</b>	0,046
%_LOI	0,061	0,696	-0,028	0,857	0,133	0,389	0,160	0,298	0,076	0,623
%_ROE	0,237	0,121	0,177	0,250	0,292	0,055	<b>,373*</b>	0,013	0,280	0,066
%_LOE	-0,038	0,805	-0,073	0,638	-0,029	0,852	0,092	0,550	0,108	0,485
%_RRA	0,155	0,316	0,199	0,195	<b>,428**</b>	0,004	<b>,424**</b>	0,004	0,078	0,615
%_LRA	<b>,335*</b>	0,026	<b>,323*</b>	0,032	<b>,434**</b>	0,003	<b>,501**</b>	0,001	<b>,322*</b>	0,033

\*. La correlación es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

\*\* La correlación es significativa para:  $p \leq 0,01$  (bilateral).

Absoluto (abs); Consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>); Gasto energético (EE); kilometro (km); relativo (rel); Erector espinal derecho (RES); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo derecho (RGM); Gluteo máximo izquierdo (LGM); Oblicuo externo derecho (ROE); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Recto abdominal derecho (RRA); Recto abdominal izquierdo (LRA)

Tabla 20. Correlación entre Economía de carrera y espectros de frecuencia general

En la tabla 20, se presentan las relaciones entre la EC y los espectros de frecuencia de la señal EMG de manera general. Se evidenció correlaciones positivas bajas y moderadas la EC y los músculos ROI y LRA. El grupo muscular RES presentó correlaciones negativas bajas con las expresiones de EC.

En la figura 55 se muestran las relaciones entre la EC y los espectros de frecuencia de la señal EMG discriminado por tiempos de carrera. Se evidenció relaciones negativas moderadas durante los primeros 5 minutos de la prueba entre el comportamiento de LGM y la EC [ $VO_2$  ml/km/kg ( $r = -0,70$ ); %  $VO_{2max}$  ( $r = -0,83$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0,70$ )]. Otros músculos que también manifestaron relaciones negativas moderadas durante el inicio de la prueba con %  $VO_2$  fueron el LOE ( $r = -0,62$ ) y RGM ( $r = -0,73$ ).

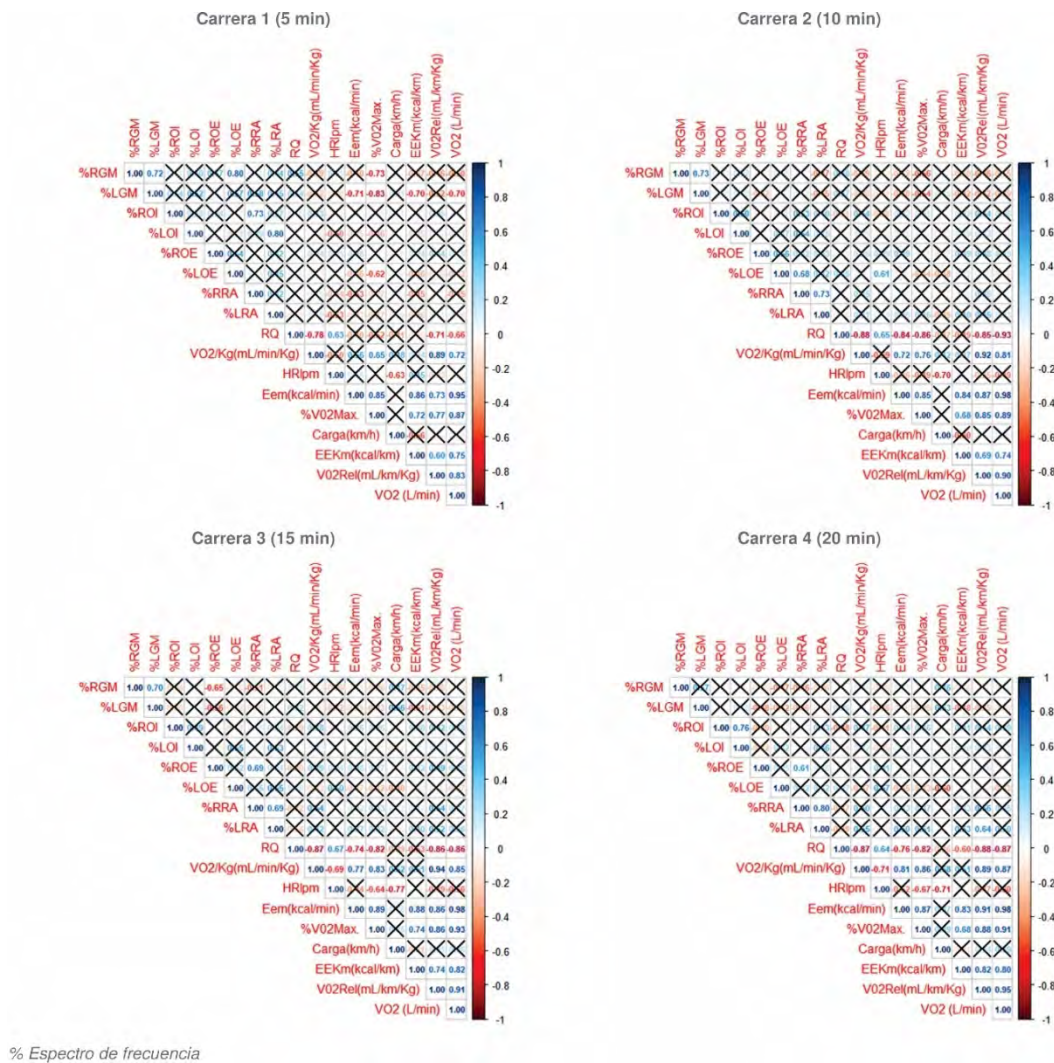


Figura 55. Correlograma economía de carrera y espectro de frecuencia

En la tabla 21, se representan las relaciones entre la EC y los espectros de frecuencia de la señal EMG. Se evidenció relaciones negativas moderadas durante los primeros 5 minutos de la prueba entre el comportamiento de LGM y la EC [Eekm ( $r = -0,70$ ); % $VO_{2max}$  ( $r = -0,84$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0,70$ )]. Otros músculos que también manifestaron relaciones negativas moderadas durante el inicio de la prueba con % $VO_2$  fueron el LOE ( $r = -0,62$ ) y RGM ( $r = -0,73$ ). En el segundo periodo de tiempo 6 a 10 minutos se encontró relaciones entre la EC y los músculos RES [% $VO_{2max}$  ( $r = -0,65$ )]; LES [ $VO_2$  ml/km/kg ( $r = -0,63$ )]. Durante el tercer periodo 11 a 15 minutos no se presentan correlaciones. Para el periodo final se mostró dos correlaciones una negativa moderada entre RES y EC [Eem ( $r = -0,62$ )] y una positiva moderada entre LRA y EC [ $VO_2$  ml/km/kg ( $r = 0,64$ )].

		%_RES		%_LES		%_RGM		%_LGM		%_ROI		%_LOI		%_ROE		%_LOE		%_RRA		%_LRA	
		r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
5 min	% $VO_2$	-0,48	0,14	-0,19	0,58	<b>-,732*</b>	0,01	<b>-,836**</b>	0,00	0,08	0,81	-0,36	0,27	-0,03	0,92	<b>-,625*</b>	0,04	-0,27	0,42	-0,27	0,43
	$VO_{2abs}$	-0,52	0,10	-0,23	0,50	-0,50	0,12	<b>-,698*</b>	0,02	-0,02	0,95	-0,21	0,53	0,19	0,57	-0,33	0,33	-0,45	0,16	-0,14	0,68
	$VO_{2rel}$	-0,15	0,65	-0,13	0,70	-0,39	0,23	-0,33	0,33	0,33	0,33	-0,08	0,82	0,24	0,47	-0,11	0,74	0,15	0,67	0,16	0,65
	$VO_{2rel}$ Km	-0,32	0,34	-0,38	0,25	-0,46	0,16	-0,53	0,10	0,25	0,46	-0,12	0,72	0,34	0,30	-0,16	0,64	0,02	0,96	0,10	0,76
	EEkm	-0,52	0,10	-0,43	0,19	-0,37	0,26	<b>-,698*</b>	0,02	-0,03	0,93	-0,25	0,47	0,24	0,48	-0,36	0,27	-0,46	0,16	-0,26	0,44
10 min	% $VO_2$	<b>-,653*</b>	0,03	-0,56	0,07	-0,56	0,07	-0,55	0,08	0,21	0,54	0,04	0,90	0,11	0,76	-0,34	0,30	0,02	0,96	0,36	0,27
	$VO_{2abs}$	-0,60	0,05	-0,51	0,11	-0,35	0,29	-0,39	0,24	0,26	0,45	0,12	0,72	0,28	0,40	-0,18	0,60	0,05	0,87	0,23	0,50
	$VO_{2rel}$	-0,33	0,32	-0,52	0,10	-0,39	0,24	-0,28	0,40	0,43	0,18	0,15	0,65	0,26	0,44	-0,07	0,83	0,35	0,30	0,31	0,36
	$VO_{2rel}$ Km	-0,41	0,21	<b>-,628*</b>	0,04	-0,46	0,16	-0,42	0,20	0,44	0,18	0,22	0,53	0,38	0,24	0,06	0,86	0,35	0,29	0,45	0,17
	EEkm	-0,44	0,18	-0,49	0,13	-0,30	0,37	-0,42	0,20	0,21	0,53	0,19	0,58	0,39	0,23	0,12	0,73	0,08	0,82	0,39	0,23
15 min	% $VO_2$	-0,44	0,17	-0,05	0,89	-0,26	0,45	-0,33	0,31	0,26	0,45	-0,11	0,74	0,26	0,43	-0,32	0,33	0,33	0,32	0,31	0,35
	$VO_{2abs}$	-0,49	0,13	0,02	0,96	-0,12	0,72	-0,28	0,41	0,28	0,41	-0,01	0,98	0,29	0,39	-0,27	0,43	0,26	0,43	0,35	0,29
	$VO_{2rel}$	-0,35	0,29	0,10	0,76	-0,12	0,72	-0,10	0,78	0,37	0,26	0,08	0,82	0,39	0,24	-0,23	0,50	0,54	0,09	0,42	0,20
	$VO_{2rel}$ Km	-0,45	0,17	0,06	0,87	-0,30	0,37	-0,33	0,31	0,41	0,20	0,14	0,67	0,49	0,13	-0,10	0,78	0,54	0,08	0,51	0,11
	EEkm	-0,43	0,19	-0,02	0,95	-0,35	0,30	-0,51	0,11	0,30	0,37	0,06	0,86	0,32	0,34	-0,08	0,81	0,17	0,62	0,40	0,22
20 min	% $VO_2$	-0,60	0,05	-0,16	0,65	-0,08	0,82	-0,29	0,39	0,36	0,28	0,08	0,81	0,04	0,90	-0,33	0,32	0,37	0,26	0,50	0,11
	$VO_{2abs}$	-0,59	0,05	-0,10	0,77	0,08	0,82	-0,20	0,56	0,39	0,23	0,15	0,66	-0,01	0,97	-0,34	0,31	0,35	0,29	0,49	0,12
	$VO_{2rel}$	-0,37	0,27	0,01	0,98	0,11	0,76	-0,03	0,94	0,46	0,15	0,22	0,52	0,12	0,71	-0,37	0,27	0,50	0,11	0,55	0,08
	$VO_{2rel}$ Km	-0,54	0,09	-0,12	0,73	-0,07	0,83	-0,35	0,29	0,44	0,18	0,23	0,50	0,16	0,64	-0,12	0,73	0,56	0,08	<b>,635*</b>	0,04
	EEkm	-0,59	0,06	-0,18	0,60	-0,17	0,62	-0,48	0,13	0,41	0,21	0,19	0,57	-0,03	0,93	-0,02	0,95	0,33	0,33	0,52	0,10

\*. La correlación es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).  
 \*\*. La correlación es significativa para:  $p \leq 0,01$  (bilateral).

Absoluto (abs); Consumo de oxígeno ( $VO_2$ ); Gasto energético (EE); kilómetro (km); relativo (rel); Erector espinal derecho (RES); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo derecho (RGM); Gluteo máximo izquierdo (LGM); Oblicuo externo derecho (ROE); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Recto abdominal derecho (RRA); Recto abdominal izquierdo (LRA)

Tabla 21. Correlación entre Economía de carrera y espectros de frecuencia por periodos

### 12.5.6 Economía de carrera y parámetros espaciotemporales

En la tabla 22, se presentan las correlaciones entre la EC y los parámetros espaciotemporales de manera general. Se encontraron correlaciones positivas entre los tiempos de zancada con la EC expresada como el gasto energético necesario para recorrer 1 km (EEkm) y correlaciones negativas con la EC cuantificada como el consumo de oxígeno relativo durante la prueba.

	VO <sub>2</sub> abs		%VO <sub>2</sub>		VO <sub>2</sub> rel		VO <sub>2</sub> rel Km		EEKm	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
t zancada der (s)	-0,07	0,67	-0,12	0,43	-,410**	0,01	-0,10	0,53	,479**	0,00
t zancada izq (s)	-0,08	0,61	-0,14	0,38	-,420**	0,00	-0,11	0,48	,473**	0,00
t apoyo der (s)	0,02	0,88	-0,04	0,80	-0,21	0,17	0,04	0,82	,434**	0,00
t de apoyo izq (s)	0,05	0,74	-0,08	0,60	-0,22	0,14	0,02	0,89	,465**	0,00
t Balanceo der (s)	-0,13	0,39	-0,16	0,30	-,458**	0,00	-0,17	0,26	,379*	0,01
t balanceo izq (s)	-0,13	0,40	-0,12	0,45	-,453**	0,00	-0,16	0,29	,397**	0,01
Cadencia (pasos/min)	0,06	0,70	0,12	0,43	,417**	0,00	0,11	0,48	-,483**	0,00
Long. de paso der (m)	-0,14	0,38	-0,18	0,26	-0,25	0,10	-0,08	0,63	0,24	0,12
Long. de paso izq (m)	0,01	0,93	-0,06	0,72	-0,08	0,60	0,10	0,54	,323*	0,03
Ancho de paso (m)	0,19	0,21	0,20	0,19	0,02	0,88	0,16	0,30	,314*	0,04
CM (mm)	0,22	0,15	0,15	0,32	,354*	0,02	,357*	0,01	0,23	0,13

\*. La correlación es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

\*\* . La correlación es significativa para:  $p \leq 0,01$  (bilateral).

Absoluto (abs); Consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>); Derecho (der); Gasto energético (EE); izquierdo (izq); Longitud (Long); metro (m); milímetro (mm); minuto (min); oscilación vertical del centro de masa (CM); segundo (s); relativo (rel); kilómetro (km); tiempo (t)

Tabla 22. Correlación entre Economía de carrera y parámetros espaciotemporales general

En la tabla 23 se presenta las relaciones entre la EC y los parámetros espaciotemporales. Se evidenció en el primer periodo de tiempo 5 minutos correlaciones positivas altas entre la EC expresada como el gasto energético necesario para recorrer 1 km y los tiempos de zancada y de apoyo de ambos hemicuerpos. También se registró una correlación negativa alta ( $r = -0,81$ ) entre la cadencia y la EC (Eekm). En el segundo periodo de tiempo 6 a 10 minutos se encontraron correlaciones positivas moderadas entre la EC y el tiempo de apoyo derecho ( $r = 0,61$ ) y la longitud de zancada izquierda ( $r = 0,66$ ).

Durante el tercer periodo 11 a 15 minutos no se presentó correlaciones. Es importante describir que este periodo de tiempo manifestó la respuesta más estable de la EC y se evidenció que los parámetros espaciotemporales son variables independientes de la EC a una intensidad subumbral %VT<sub>2</sub> ( $80,99 \pm 11,2$ ). Para el periodo final se mostraron correlaciones negativas moderadas entre la EC expresada como el consumo de oxígeno utilizado en ese momento de la prueba y el tiempo de balanceo derecho ( $r = -0,67$ ) y longitud de paso derecho ( $r = -0,62$ ).

En la figura 56 se presenta las correlaciones moderadas y altas más relevantes entre los minutos 10 y 15, periodo de tiempo donde se obtuvo un estado estable de la EC. Se encontró de manera general que los factores biomecánicos como la oblicuidad pélvica y la rotación del tronco presentaron correlaciones con la EC durante la fase de apoyo y vuelo. A nivel de activación muscular el músculo erector de la columna izquierdo (LES) presentó correlaciones significativas con la EC.



CARRERA	t zancada der (s)		t zancada izq (s)		t apoyo der (s)		t apoyo izq (s)		t balanceo der (s)		t balanceo izq (s)		Cadencia (pasos/min)		Long paso der (m)		Long paso izq (m)	
	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p	r	p
	5 min																	
VO <sub>2</sub> abs	0,38	0,25	0,34	0,30	0,56	0,07	0,59	0,05	-0,10	0,78	0,03	0,94	-0,37	0,26	-0,49	0,12	-0,48	0,14
%VO <sub>2</sub>	0,34	0,31	0,29	0,39	0,52	0,10	0,46	0,16	-0,10	0,76	0,08	0,82	-0,35	0,30	-0,51	0,11	-0,53	0,09
VO <sub>2</sub> Rel	-0,11	0,75	-0,14	0,68	0,19	0,58	0,18	0,60	-0,37	0,26	-0,34	0,31	0,13	0,71	-0,58	0,06	-0,49	0,12
VO <sub>2</sub> Rel Km	0,28	0,41	0,23	0,49	0,39	0,24	0,42	0,20	-0,04	0,91	0,01	0,97	-0,24	0,48	-0,34	0,31	-0,25	0,45
EEKm	<b>,803*</b>	0,00	<b>,784*</b>	0,00	<b>,715*</b>	0,01	<b>,799*</b>	0,00	0,36	0,28	0,49	0,12	<b>-,803*</b>	0,00	-0,03	0,94	-0,06	0,87
10 min																		
VO <sub>2</sub> abs	-0,04	0,92	-0,08	0,82	0,06	0,86	-0,08	0,82	-0,02	0,94	-0,06	0,85	0,06	0,86	0,00	0,99	0,28	0,40
%VO <sub>2</sub>	-0,09	0,80	-0,12	0,71	-0,04	0,90	-0,19	0,57	-0,06	0,87	-0,06	0,86	0,12	0,73	-0,15	0,67	0,09	0,79
VO <sub>2</sub> Rel	-0,40	0,22	-0,44	0,17	-0,28	0,40	-0,37	0,26	-0,40	0,22	-0,44	0,17	0,43	0,19	-0,25	0,46	0,06	0,87
VO <sub>2</sub> Rel Km	-0,07	0,83	-0,12	0,73	0,04	0,92	-0,10	0,77	-0,09	0,80	-0,13	0,71	0,12	0,74	0,06	0,87	0,32	0,33
EEKm	0,56	0,07	0,53	0,10	<b>,603*</b>	0,05	0,45	0,17	0,54	0,09	0,52	0,10	-0,53	0,10	0,55	0,08	<b>,660*</b>	0,03
15 min																		
VO <sub>2</sub> abs	-0,05	0,88	-0,05	0,88	0,06	0,85	0,07	0,84	-0,13	0,70	-0,15	0,66	0,05	0,88	-0,28	0,41	-0,01	0,98
%VO <sub>2</sub>	-0,11	0,75	-0,11	0,75	-0,02	0,96	-0,02	0,95	-0,17	0,61	-0,18	0,60	0,12	0,72	-0,37	0,26	-0,14	0,69
VO <sub>2</sub> Rel	-0,39	0,23	-0,39	0,23	-0,19	0,58	-0,20	0,55	-0,51	0,11	-0,50	0,12	0,41	0,21	-0,40	0,23	-0,17	0,62
VO <sub>2</sub> Rel Km	-0,10	0,77	-0,10	0,77	0,09	0,79	0,06	0,86	-0,24	0,48	-0,22	0,51	0,12	0,73	-0,19	0,57	0,07	0,85
EEKm	0,52	0,10	0,52	0,10	0,57	0,07	0,56	0,07	0,43	0,19	0,41	0,21	-0,52	0,10	0,23	0,49	0,47	0,14
20 min																		
VO <sub>2</sub> abs	-0,28	0,40	-0,30	0,38	-0,07	0,84	-0,05	0,89	-0,38	0,25	-0,33	0,32	0,26	0,44	-0,55	0,08	-0,27	0,42
%VO <sub>2</sub>	-0,38	0,25	-0,39	0,23	-0,10	0,78	-0,28	0,40	-0,47	0,15	-0,33	0,33	0,37	0,26	<b>-,681*</b>	0,02	-0,45	0,16
VO <sub>2</sub> Rel	-0,57	0,07	-0,57	0,07	-0,24	0,48	-0,29	0,38	<b>-,669*</b>	0,02	-0,59	0,06	0,56	0,07	<b>-,622*</b>	0,04	-0,34	0,30
VO <sub>2</sub> Rel Km	-0,24	0,47	-0,24	0,48	0,09	0,78	0,02	0,96	-0,38	0,24	-0,30	0,37	0,22	0,51	-0,48	0,13	-0,18	0,60
EEKm	0,31	0,36	0,30	0,36	0,49	0,13	0,42	0,20	0,17	0,63	0,23	0,50	-0,34	0,31	-0,08	0,81	0,16	0,64

\*. La correlación es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

\*\* La correlación es significativa para:  $p \leq 0,01$  (bilateral).

Absoluto (abs); Consumo de oxígeno (VO<sub>2</sub>); Derecho (der); Gasto energético (EE); izquierdo (izq); Longitud (Long); metro (m); milímetro (mm); minuto (min); oscilación vertical del centro de masa (CM); segundo (s); relativo (rel); kilómetro (km); tiempo (t)  
 Tabla 23. Correlación entre economía de carrera y parámetros espaciotemporales por periodos

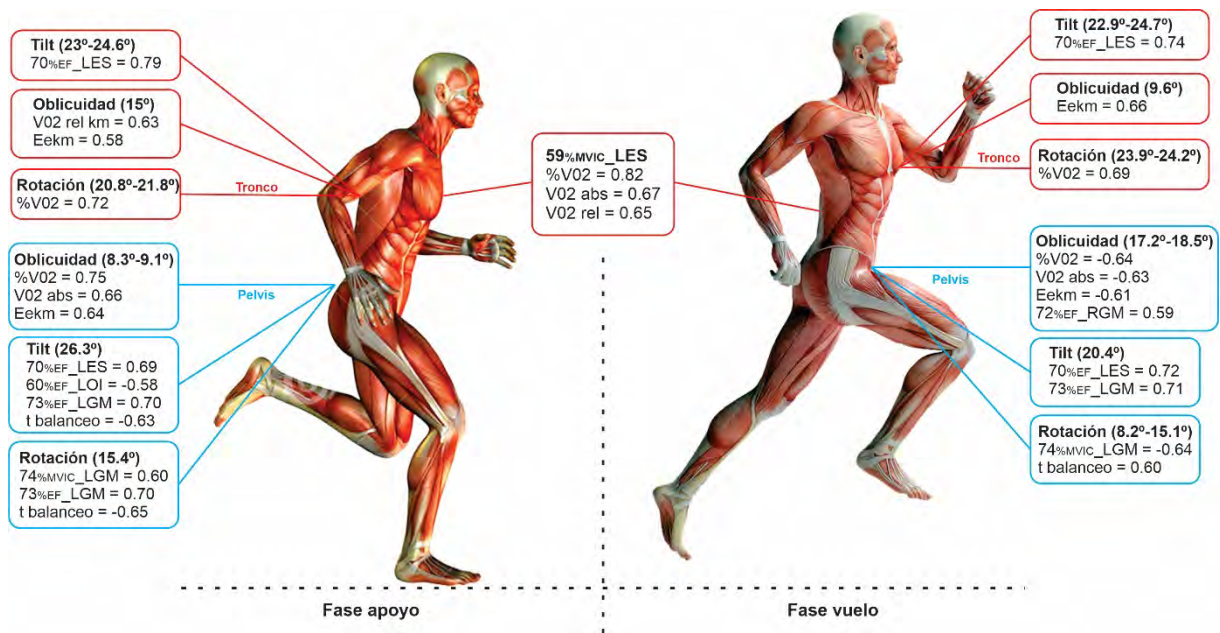


Figura 56. Correlaciones en estado estable de VO<sub>2</sub> a una intensidad %VT<sub>2</sub> (80,99 ± 11,2)

## 13. DISCUSIÓN

El objetivo de esta investigación fue determinar asociaciones entre la activación muscular del core, variables cinemáticas de la pelvis y tronco con la economía de carrera (EC) en atletas de fondo. La EC es un concepto complejo y multifactorial que expresa la integración de diversas características de un atleta como los factores antropométricos, biomecánicos, fisiológicos, psicológicos, ambientales y de entrenamiento. (Sullivan, 2019; Drum, 2019) En el siguiente apartado se realiza la discusión de factores biomecánicos y fisiológicos evaluados en este estudio, mostrando las correlaciones encontradas con la EC.

### 13.1 ECONOMÍA DE CARRERA Y FACTORES BIOMECÁNICOS

#### 13.1.1 Economía de carrera (EC)

La economía de carrera ha sido definida como el consumo de oxígeno en estado estable a una velocidad determinada (Nummela et al, 2007) o como el requerimiento energético por distancia (Saunders, 2004; Fletcher, 2009). Para cuantificar la EC se han utilizado protocolos con duraciones de 3 a 15 minutos con intensidades por debajo del umbral ventilatorio ( $VT_2$ ) o del umbral de lactato (Morgan, 1989; Barnes, 2015; Pereira, 2017). Para el presente estudio se estableció un protocolo con una intensidad entre el 80 – 90% de  $VT_2$  y una duración de 20 min. Se ha evidenciado que la intensidad por debajo del umbral ventilatorio  $VT_2$  es similar a la utilizada en competencia en atletas de fondo (Davis, 1985) y cuando se evalúa con intensidades por encima del umbral ventilatorio  $VT_2$  se genera modificaciones en la biomecánica de carrera que alteran la EC. (Jan Hoff, 2016). Para monitorear la estabilidad durante la prueba, algunos estudios han utilizado parámetros fisiológicos como la concentración de lactato en sangre y/o el cociente de intercambio respiratorio ( $RER < 1.1$ ). (Conley, 1980; Eastwood, 2007; Barnes, 2015) En nuestro estudio el monitoreo se realizó a través del cociente de intercambio respiratorio, manteniendo un  $RER$  de  $1.09 \pm 0.24$ .

Los deportistas tuvieron una edad promedio de  $28.66 \pm 5.17$  y edad deportiva de  $9.91 \pm 3.84$  años con un volumen de entrenamiento de  $87.34$  km/semana. El  $VO_{2m\acute{a}x}$  fue de  $62.03 \pm 8.03$  ml/kg/min en la evaluación inicial. Estos resultados son similares con los reportados en tres estudios que evaluaron la EC en hombres y los clasificaron como corredores recreativos, elite, moderadamente y altamente entrenados. (Katayama et al., 2004; Levine & Straygundersen, 1997; Skovgaard et al., 2014) Estos autores reportaron valores promedios de  $VO_{2m\acute{a}x} = 58.9$  ml/kg/min (48.0 – 68.1); edad media 27 años; edad deportiva de  $6.6 \pm 1.4$  años y un volumen de entrenamiento

de  $61.4 \pm 8.8$  km/semana para los corredores clasificados altamente entrenados y élites (Barnes, 2015; Ian, 2019). Por tanto, la población de nuestro estudio se puede también clasificar como corredores altamente entrenados y élite.

Para medir la EC en este estudio se utilizaron las formas de expresión [ $VO_{2abs}$  (L/min);  $VO_{2rel}$  al peso (ml/kg/min); % $VO_2$ ;  $VO_{2rel}$  a la distancia (ml/kg/km);  $E_{ekm}$  (Kcal/km)]. Se desarrolló una prueba de 20 min a una intensidad del  $80.99\% \pm 11.2$  de  $VT_2$  y velocidad constante de  $17.1 \pm 1.07$  km/h. Se midió la EC en cuatro periodos de tiempo 5, 10, 15 y 20 min, cada uno con una duración de 5 min porque los corredores entrenados alcanzan a estabilizar su respuesta ventilatoria ( $VO_2$ ) en 2 o 3 min a determinada velocidad (Saunders, 2004). Durante la prueba sub umbral a carga constante, se obtuvo una respuesta ventilatoria con las siguientes características: % $VO_{2max} = 72.61 \pm 11.7$ ;  $VO_{2abs} = 2.6 \pm 0.44$  L/min;  $VO_{2rel}$  al peso =  $45.91 \pm 9.45$  ml/kg/min;  $VO_{2rel}$  a la distancia =  $160.9 \pm 30.2$  ml/kg/km; RER =  $1.09 \pm 0.24$ .

Durante los primeros 10 minutos de la prueba se registró un incremento lineal de las variables relacionadas con la EC. Esta respuesta fisiológica representa el déficit de oxígeno, este periodo (transición entre  $VO_2$  reposo y  $VO_2$  estado estable) requiere una mayor movilización de oxígeno para satisfacer las necesidades bioenergéticas que demanda la carrera (Astrand et al.; Spaeth et al.). Como utilizamos un estímulo constante en el tiempo y de moderada intensidad, el deportista necesita desarrollar mayor fuerza muscular, mayor velocidad angular en las articulaciones y mayor reclutamiento de unidades motoras para reducir el tiempo de zancada (Shaw, 2014). (Ver figura 60) Por lo tanto, el sistema nervioso central debe generar señales neuromotoras para el reclutamiento necesario de fibras musculares; debido a que utilizamos una intensidad subumbral se considera el reclutamiento y un mayor predominio de fibras oxidativas o tipo I. El reclutamiento de este tipo de fibras debe utilizar específicamente el metabolismo de sustratos energéticos por medio de procesos oxidativos que tienen su principal acción en la mitocondria de la célula. La activación de estas vías oxidativas para la producción de ATP tiene un tiempo de dilación porque: los sistemas respiratorio y circulatorio necesitan unos minutos para adaptarse al estímulo y así absorber, transportar y entregar el oxígeno adicional para satisfacer la demanda de oxígeno y alcanzar la intensidad subumbral. En efecto, el sistema cardiovascular debe aumentar el gasto cardiaco, la volemia y transportar el oxígeno, mientras que el sistema respiratorio debe aumentar la ventilación para captar y movilizar más oxígeno y generar una mayor difusión para entregar el oxígeno necesario a los tejidos. (Mortensen, 2005)



En los minutos 10 a 15 se presentó el estado estable del consumo de oxígeno, esta respuesta fisiológica se muestra durante un ejercicio prolongado y subumbral después de 4 a 6 minutos de carrera. (*Shepard, 1985*) Se ha descrito que la estabilización del consumo de oxígeno representa un estado de equilibrio, porque se satisfacen las demandas energéticas y las reacciones metabólicas que consumen oxígeno. (*Brooks, 1996*) Este periodo de tiempo describe la homeostasis entre la demanda energética de ATP y el suministro de energía mediante procesos oxidativos, manteniéndose relativamente estable de manera que los tejidos o grupos musculares funcionan efectivamente durante un periodo de tiempo. (*Powers, 1990; Brooks, 1996*) En nuestro trabajo se evidenció el estado estable del consumo de oxígeno entre los minutos 10 y 15 porque no se presentaron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables relacionadas con la EC [ $VO_{2abs}$  (L/min);  $VO_{2rel}$  al peso (ml/kg/min); % $VO_2$ ;  $VO_{2rel}$  a la distancia (ml/kg/km);  $E_{ekm}$  (Kcal/km)]. (Ver tabla 8)

Durante los últimos minutos 15 a 20 se evidenció un aumento del consumo de oxígeno y cambios estadísticamente significativos. Desde el punto de vista estadístico el cambio está alrededor del 5.8% pero desde el punto de vista fisiológico el cambio en el  $VO_{2rel}$  al peso solamente es de 2.9 ml/kg/km. Es así como, esta pequeña variación en la EC puede reflejar grandes cambios en el rendimiento, autores han determinado que un cambio del 4% en la EC de un atleta élite durante una carrera de maratón puede manifestar la mejora del rendimiento en 78 seg. (*Hoogkamer, 2018*) Esta pérdida o alteración del estado estable del consumo de oxígeno puede estar asociada a otros factores fisiológicos como bajos niveles de glucosa sanguínea, agotamiento de las reservas de glucógeno, deshidratación, dolor muscular o fatiga de las fibras musculares oxidativas. Estas características dependen de las adaptaciones individuales que han desarrollado los deportistas en su preparación. (*Brooks, 1996; Smoliga, 2017*)

Diversos autores manifiestan que la EC puede presentar diferencias interindividuales entre 30 – 40%. (*Farrell, 1979; Conley, 1980; Joyner, 2008*) Los resultados de nuestro estudio reportaron una variabilidad interindividual entre el 14 – 21% de los deportistas evaluados y una EC promedio ( $160.9 \pm 30.2$  ml/kg/km). Estudios han reportado una EC (160 ml/kg/km) en atletas élite o altamente entrenados y EC ( $\geq 240$  ml/kg/km) en corredores poco eficientes. (*Foster & Lucia, 2007*) Aunado a esto los datos en EC de nuestro estudio permiten clasificar a nuestros deportistas en la categoría de altamente entrenados o élite. (*Foster, 2007*)

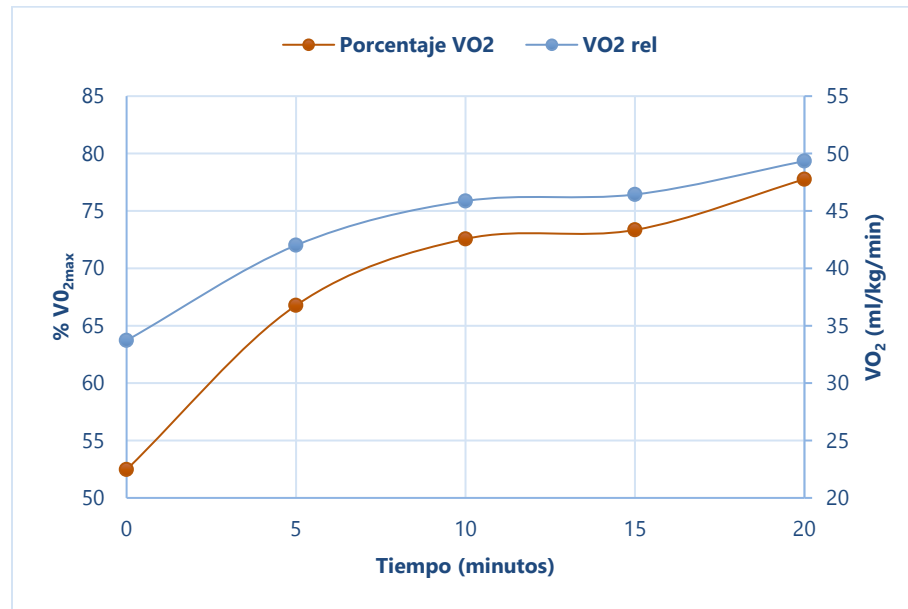


Figura 57. Economía de carrera durante la prueba subumbral

Para un análisis más específico, se obtuvieron valores de  $VO_{2rel}$  al peso para 11 deportistas a una intensidad sub umbral ( $80.99\% VT_2$ ) y velocidades estables de 15, 16, 17 y 18  $km/h$ . En los deportistas que corrieron a velocidades de 18  $km/h$  se midió una EC de  $56.78 ml/kg/min$ ; a 17  $km/h$  se midió una EC de  $46.97 ml/kg/min$ ; un deportista a 16.5  $km/h$  con una EC de  $52.7 ml/kg/min$ ; un deportista a 16  $km/h$  con una EC de  $38.12 ml/kg/min$  y un deportista a 15  $km/h$  con una EC de  $40.12 ml/kg/min$ . Los deportistas que ejecutaron la carrera con velocidades de 17 y 18  $km/h$  reportarán un rango EC entre 39.12 y  $62.05 ml/kg/min$ . Además, se evidenció que los corredores más rápidos no necesariamente tienen mejor EC. Por ejemplo, los deportistas 1, 2, 3, 4, y 8 tienen una baja EC en comparación con los deportistas 5, 9, 11. (Ver figura 58)

Los datos normativos reportados en el estudio de Barnes et al., sobre la EC expresados en términos de  $VO_{2rel}$  al peso ( $ml/kg/min$ ) para corredores masculinos a una velocidad de 16  $km/h$  son 3 grupos: Moderadamente entrenado  $51.4 (51.6 - 62.3) (ml/kg/min)$ ; altamente entrenado  $50.6 (40.5 - 66.8) (ml/kg/min)$  y élite  $47.9 (43.2 - 53.4) (ml/kg/min)$  y para una velocidad de 18  $km/h$  se reportó 2 grupos: Altamente entrenado  $58.1 (48 - 72) (ml/kg/min)$  y élite  $55.9 (50.5 - 62.3) (ml/kg/min)$ . (Barnes, 2015) Los resultados de nuestro estudio permitieron de manera general describir que la población utilizando una intensidad ( $80.99\% VT_2$ ) presentó una EC promedio  $45.91 \pm 9.45 ml/kg/min$  a  $17.1 km/h$ , mostrando que la muestra se encuentra entre los valores representativos de los grupos altamente entrenados y élite.

Al realizar los análisis de manera individual por intensidad relativa (*Ver figura 58*) se determinó que los deportistas que corrieron a una velocidad de 18 km/h alcanzaron una EC promedio 56.78 ml/kg/min como el grupo de altamente entrenados. Sin embargo, el deportista N° 9 manifestó una mejor EC y se clasificó en el grupo élite. Los deportistas que corrieron a una velocidad de 17 km/h lograron una EC promedio 46.97 ml/kg/min como el grupo altamente entrenados, aunque se evidenció que los deportistas 5 y 11 tienen mejor EC. La literatura ha demostrado que el deportista de resistencia con mejor EC debe aumentar mínimamente su costo energético con la distancia (*Maldonado, 2007*). Esta premisa se cumple con algunos de nuestros resultados porque los deportistas 5, 9 y 11 con mejor EC presentaron una variabilidad intraindividual del  $VO_{2rel}$  entre el 2 y 4% durante la prueba.

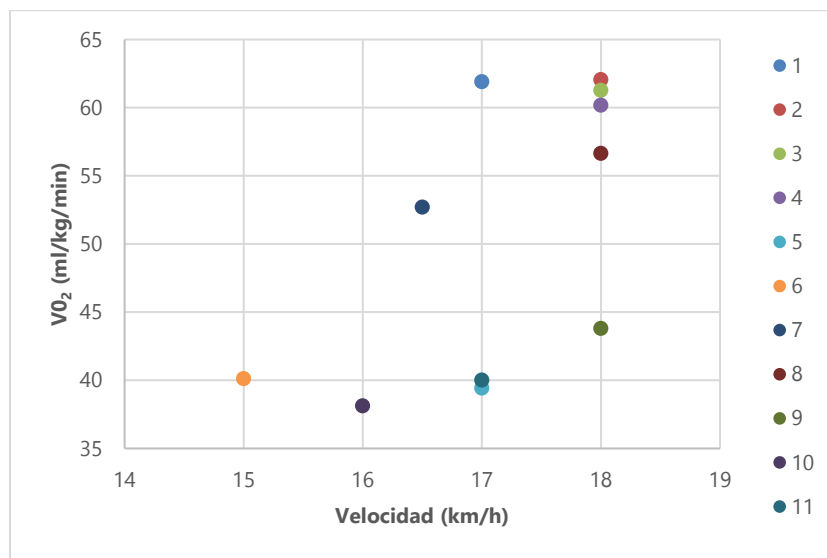


Figura 58. Economía de carrera ( $VO_{2rel}$ ) a intensidad relativa

El otro procedimiento utilizado para cuantificar la EC fue el gasto o costo energético, método de calorimetría indirecta donde se usó el cociente respiratorio (RER) para estimar el uso de sustrato durante la prueba. Se calculó la energía derivada de cada sustrato multiplicando el uso de grasas y carbohidratos por 9.75 y 4.07 kcal, respectivamente, configurando la energía promedio de los sustratos metabolizados durante el ejercicio de intensidad alta o moderada. Se calculó un gasto energético promedio asociado a 1 km ( $E_{ekm}$ ) de  $47,76 \pm 6.42$  Kcal/Km, valor que está en concordancia con los reportados en una muestra de 101 hombres y atletas entrenados con edad promedio de  $23 \pm 6$ ; peso  $67.1 \pm 7$ ; reportando un costo energético absoluto

entre 45 a 62 *Kcal/Km* utilizando velocidades entre 13.8 a 16.8 *km/h*. (Shaw, 2014) De acuerdo con anteriores investigaciones se postuló una relación lineal entre la velocidad de carrera y el gasto energético pero el  $VO_2$  se contempló independiente de la velocidad de carrera y como un índice no válido para calcular la EC normalizada a la distancia. (Shaw, 2014; Di prampero, 2009; Fletcher, 2009). Los resultados de nuestro estudio sugieren que el gasto energético y el consumo de oxígeno son variables representativas de la EC cuando se realiza un esfuerzo prolongado por debajo del umbral  $VT_2$  a una velocidad constante. Se mostró durante la prueba subumbral que las variables gasto energético ( $E_{ekm}$ ) y consumo de oxígeno ( $VO_2$  *ml/kg/km*) normalizadas a 1 km de distancia tuvieron un mayor coeficiente de correlación Pearson ( $r$ ) a medida que aumentaba la distancia recorrida y que se estabilizaba el consumo de oxígeno. Durante la prueba se calculó el valor a los minutos 5, 10, 15 y 20 y el  $r$  fue 0.60, 0.69, 0.74 y 0.82 respectivamente. (Ver figura 59)

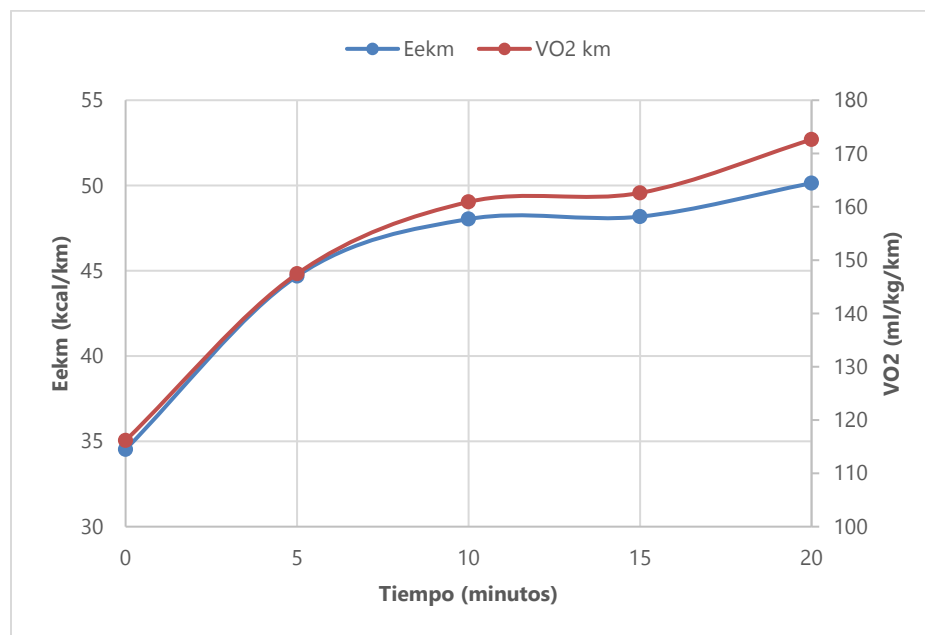


Figura 59. Economía de carrera ( $E_{ekm}$  y  $VO_2$  *ml/kg/km*) durante la prueba

En conclusión, la economía de carrera ha sido ampliamente estudiada y se sabe que está influenciada por una variedad de factores. Sin embargo, diversos estudios examinan la EC a ritmos de entrenamiento fáciles o submáximos, pero los atletas no necesitan optimizar la economía de movimiento a estas velocidades. Es por esta razón, que se evaluó la EC con intensidades subumbral (80.99%  $VT_2$ ) o velocidades

similares a la de competencia; para comprender la dinámica de la EC y las posibles relaciones con otros factores fisiológicos y biomecánicos. Autores han observado cambios en la EC durante una carrera de 5 km a una intensidad del 80 - 85%  $VO_{2máx}$  midiendo un aumento promedio en el  $VO_2$  del 3,3% para atletas hombres. En nuestro estudio durante el periodo de 10 a 20 minutos que representa una zona estable de consumo de oxígeno se presentó aumentos del 7.2% en el  $VO_{2rel}$  a la distancia y 7.58% en el  $VO_{2rel}$  al peso utilizando un % $VO_{2max}$  de  $72.61 \pm 11.7$ . El origen de estas variaciones se desconoce, pero se presentan hipótesis en la literatura que el aumento en la absorción de oxígeno se debe a la fatiga neuromuscular (Mulligan, 2018).

### 13.1.2 Cinemática

Algunos estudios sobre la biomecánica de carrera han pretendido identificar cómo la composición corporal (bajos valores de: índices de masa corporal, % grasa corporal, perímetro de pierna y tobillo) y aspectos de la mecánica de carrera (longitud y frecuencia de la zancada, oscilación vertical del centro de masa, ángulo máximo de flexión en la rodilla durante el apoyo, ángulo máximo de extensión de la cadera en el impulso) influyen en la economía de carrera, el rendimiento deportivo y la presencia de lesiones. (Anderson, 1994; Teunissen, 2007; Williams, 2007; Ogueta, 2011; Tartaruga, 2012; Lorenz, 2013; Folland, 2016; Black, 2019; Pizzuto, 2019) Sin embargo, la mayoría se han orientado principalmente al análisis biomecánico de las extremidades inferiores (Lucia, 2008; Brawn, 2014; Mass, 2017; Firminger, 2016; Fukuchi, 2017; Hannigan, 2017; Okudaira, 2019; Vannatta, 2017; Zuck, 2017) y solo unos pocos estudios han considerado las extremidades superiores y el tronco (Nummela, 2007; Koblbauer, 2014; Morley, 2015; Folland, 2016; Hannigan, 2017; Fisher, 2017).

El presente estudio se centró en describir las características cinemáticas (*inclinación antero/posterior, oblicuidad y rotaciones de la pelvis y tronco*) durante la carrera a una intensidad sub umbral (80 - 90%  $VT_2$ ) y las posibles correlaciones con la EC. El análisis biomecánico y de correlación se realizó en dos momentos: (1) fase de apoyo y (2) fase de vuelo. Autores han estimado que el gasto energético o costo metabólico durante la fase de apoyo es aproximadamente del 80% porque los movimientos y activaciones sinérgicas presentan desaceleración, soporte y aceleración del peso corporal. La fase de vuelo representa aproximadamente un 17% del gasto energético o costo metabólico asociado al movimiento de balanceo en las piernas y rotacional del tronco y 3% al balanceo activo de los brazos (Teunissen, 2007; Arellano, 2014).

El análisis de estas variables es importante porque estudios previos reportan que los movimientos pélvicos influyen en el movimiento lumbar (Mass, 2017). La estabilización de la columna durante la carrera depende del movimiento de la pelvis en los tres planos (Hu, 2021). Además, los cambios en la velocidad de carrera influyen en la cinemática de la pelvis y el tronco debido a las diferentes demandas neuromusculares, de ahí que probablemente sea un factor que altere la economía de carrera y el rendimiento deportivo (Seay, 2011; Fisher, 2017). Actualmente no se han identificado patrones de movimientos de la pelvis y el tronco eficientes para los atletas (Folland, 2017); posiblemente a causa de la diversidad metodológica en los procesos de evaluación y la presentación de resultados. En este estudio se discutieron las características cinemáticas del tronco y la pelvis durante la fase de apoyo y vuelo utilizando una intensidad subumbral  $\%VT_2 = 80.99 \pm 11.2$  y una velocidad promedio de  $17.1 \pm 1.07$  km/h.

#### *Fase de apoyo*

En el plano sagital se representan los movimientos de flexo – extensión del tronco y anteversión y retroversión de la pelvis (*tilt*). Este conjunto de movimientos tiene repercusión sobre la oscilación del centro de masa en la fase de apoyo (Osamu, 2014). Se ha establecido que el tronco comprende el 50% del peso corporal; en consecuencia, el movimiento del tronco tiene un efecto significativo en la posición del centro de masa (Fisher, 2017). Durante la carrera es necesaria la estabilización de la columna para mantener las fuerzas de reacción del suelo y la rigidez del tronco para atenuar las aceleraciones hacia la cabeza (Kurt, 2015). En el primer momento de contacto o amortiguación hay una flexión del tronco y anteversión de la pelvis para generar un desplazamiento anterior del centro de masa, permitiendo que la cadera en apoyo transfiera la energía hacia la pelvis. Luego la pelvis ayuda a mantener la estabilidad mientras se inicia el impulso; después se realiza la extensión del tronco y retroversión de pelvis donde se generan fuerzas para trasladar el centro de masa hacia delante y aumentar el movimiento angular (Hu, 2021).

Para nuestro estudio se reportó un rango de movimiento (ROM) del tronco entre  $23^\circ$  a  $24.6^\circ$  con una inclinación anterior de (IC 95%  $31.31^\circ - 32.07^\circ$ ) y para la pelvis se midió un ROM de  $26.3^\circ$  y un valor (IC 95%  $19.12^\circ - 19.95^\circ$ ). Estudios anteriores han reportado la flexión del tronco como  $9^\circ \pm 6.6$  con una intensidad del 90% frecuencia cardíaca máxima (Koblbauer, 2014);  $3.91^\circ \pm 1.62$  utilizando una velocidad de 12.6 km/h (Hannigan, 2017);  $2.4^\circ$  a  $13^\circ$  utilizando velocidades de 7 a 23 km/h (Schache, et al.) y  $10.8^\circ \pm 2.2$  a una velocidad de 12.2 km/h (Teng, 2014). Sin embargo, estos resultados representan el movimiento durante toda la zancada y no discriminan las

fases de la carrera. El estudio de *Fisher et al*; utilizó una metodología más específica para evaluar la cinemática del tronco reportando durante la fase de apoyo ángulos de flexión del tronco  $7.7^\circ$  ( $5^\circ - 18^\circ$ ) a una velocidad de  $13.6 \pm 1.8 \text{ km/h}$ . Para el caso de la anteversión pélvica autores han informado rangos de movimiento durante la carrera entre  $15$  a  $20^\circ$  (*Schache, et al.*);  $7.5 - 8^\circ$  utilizando velocidades de  $11$ ,  $13$  y  $15 \text{ km/h}$  (*Perpiña, 2017*) y una anteversión promedio de  $5.07^\circ \pm 1.62$  a una velocidad promedio de  $12.6 \text{ km/h}$  (*Hannigan, 2017*). De las evidencias anteriores encontramos que el ROM y los valores del intervalo de confianza del tronco y la pelvis son más amplios utilizando una intensidad cercana al umbral ventilatorio  $VT_2$ . Estos movimientos son trascendentales porque pequeños cambios en la orientación del tronco pueden tener una influencia significativa en las demandas mecánicas de la extremidad inferior, se ha reportado que el aumento de la inclinación del tronco hacia adelante durante la carrera puede usarse como una estrategia para reducir la carga de la rodilla sin aumentar la demanda biomecánica en los flexores plantares del tobillo (*Teng, 2015*). Sin embargo, el aumento de la flexión del tronco se ha asociado también a la fatiga local de la musculatura extensora del tronco (*Hart, 2009; Maas, 2017*); y los aumentos en la anteversión y rotación pélvica durante la fase de apoyo en un estado de fatiga central (*Maas, 2017*).

Los movimientos en el plano coronal son las inclinaciones laterales del tronco y la oblicuidad pélvica; se caracterizan durante la fase de apoyo por una inclinación del tronco hacia el lado del apoyo con el propósito de transmitir las fuerzas de reacción con el suelo. Por otro lado, la pelvis en el lado del apoyo se estabiliza y se produce una caída hacia el lado contralateral denominado “*pelvic drop*” este fenómeno contrae una serie de reacciones en cadena que puede producir alteraciones en el miembro inferior o en el tronco (*Blanco, 2017*). Para este estudio se midió un ROM del tronco de  $15^\circ$  y registró valores de inclinación lateral derecha (IC 95%  $3.46^\circ - 3.84^\circ$ ) e izquierdo (IC 95%  $3.49^\circ - 3.88^\circ$ ); para la oblicuidad pélvica se midió un ROM entre  $8.3^\circ$  a  $9.1^\circ$  y valores de oblicuidad derecha (IC 95%  $3.09, 2.38$ ) e izquierda (IC 95%  $2.44, 3.15$ ). Estudios previos han reportado inclinación lateral del tronco de:  $7.4^\circ \pm 3.6$  (*Koblbauer, 2014*);  $4.4^\circ$  ( $3 - 8^\circ$ ) a  $13.6 \pm 1.8 \text{ km/h}$ . (*Fisher, 2017*);  $1.27^\circ \pm 0.8$  y oblicuidad pélvica  $2.82^\circ \pm 1.9$  con una velocidad de  $12.6 \text{ km/h}$  (*Hannigan, 2017*) y un estudio en deportistas de resistencia midió un ROM de oblicuidad entre  $7.85$  a  $8.91^\circ$  utilizando velocidades de  $11$ ,  $13$  y  $15 \text{ km/h}$  (*Perpiña, 2017*). De las evidencias anteriores volvemos a encontrar un amplio ROM, pero valores del intervalo de confianza similares a otros estudios. Sin embargo, la principal característica que se encontró fue una asimetría del movimiento en este plano porque se presentó una diferencia aproximada de  $5.5^\circ$  en las medidas de tendencia central reportando una mayor inclinación del tronco y pélvica hacia el lado izquierdo. Es probable que la

simetría de la carrera este relacionada con características de los hemicuerpos izquierdo y derecho (*Seminati, 2013*). La autora *Seminati, et al., (2013)* encontró correlaciones significativas entre los índices de simetría anatómica y la simetría cinemática considerando posibles adaptaciones fisiológicas y mecánicas a causa de asimetrías típicas de los miembros inferiores (diferencia  $\leq 20$  mm) (*Schamberger, et al.*) reportando una diferencia entre los miembros inferiores de  $11 \pm 0.7$  mm (*Seminati, 2013*). Vinculado a esto en nuestro trabajo se concertó una diferencia  $\geq 20$  mm de miembros inferiores como criterio de no inclusión para evitar la variable de confusión y se reportó una diferencia de  $2 \pm 0.2$  mm. Por lo tanto, la mayor inclinación hacia el lado izquierdo no esta relacionado con la longitud de los miembros inferiores. Otra característica para tener en cuenta con la simetría de carrera es la dominancia o lateralidad del deportista (*Seminati, 2013*), se ha reportado que una mayor activación de los músculos centrales del lado derecho nos lleva a creer que las rotaciones cíclicas del tronco durante la carrera son principalmente generadas por los músculos del lado derecho (*Mitchell, 2019*); admitamos por el momento que la variabilidad de este movimiento puede estar relacionado con el nivel de activación de algunos músculos que se verificarán más adelante en el apartado de EMGs.

Los movimientos en el plano transversal hacen referencia a las rotaciones, en la fase de apoyo se presentan momentos y fuerzas contrarrotacionales entre el tronco y las caderas (giro hacia el lado contrario del apoyo) para mantener el equilibrio. La pelvis realiza una rotación externa para facilitar el movimiento de la cadera y de esta manera generar una mayor longitud de zancada; en efecto de esa rotación pélvica el tronco tiene que contrarrotar en cada fase de apoyo. En nuestro estudio el tronco presentó un ROM de  $20.8^\circ$  a  $21.8^\circ$  y registró valores de rotación izquierda (IC 95%  $0.95^\circ - 0.87^\circ$ ) y derecha (IC 95%  $1.07^\circ - 0.77^\circ$ ). El ROM de la pelvis fue  $15.4^\circ$  y los valores de rotación hacia la derecha (IC 95%  $1.36^\circ - 2.55^\circ$ ) e izquierda (IC 95%  $2.54^\circ - 1.37^\circ$ ). Estudios previos han reportado una rotación de tronco  $2.9^\circ \pm 2.06$  a  $12.6$  km/h (*Hannigan, 2017*);  $11.7^\circ$  (5 - 15) a una velocidad de  $13.6 \pm 1.8$  km/h. (*Fisher, 2017*) y  $8.8^\circ \pm 3.9$  (*Koblbauer, 2014*). Las rotaciones pélvicas se han reportado en  $6.3^\circ$  con una velocidad de  $5$  km/h y  $9.3^\circ$  con velocidades mayores de  $5$  km/h (*Saunders, 2004*);  $2.94^\circ \pm 4.14$  utilizando una intensidad de  $12.6$  km/h (*Hannigan, 2017*) y ROM de  $9.96^\circ$  a  $13.6^\circ$  utilizando velocidades de  $11$ ,  $13$  y  $15$  km/h (*Perpiña, 2017*). De las evidencias anteriores encontramos amplios ROM para la rotación del tronco y la pelvis a una intensidad  $\%VT_2 = 80.99 \pm 11.2$ ; por lo tanto, apoyamos la hipótesis “A mayor velocidad los ángulos de rotación aumentan durante la fase de apoyo fundamentalmente en la aceleración” (*Perpiña, 2017; Nagahara, 2018*).



### *Fase de Vuelo*

La fase de vuelo hace referencia al periodo de tiempo donde el cuerpo se encuentra sin contacto con el suelo; se ha reportado que equivale entre el 60 a 64% de la zancada (Cavanagh, et al.) y como se mencionó anteriormente equivale a un 17% del gasto energético (Arellano, 2014). Los movimientos principales de esta fase son la flexión de la cadera para balancear la pierna hacia delante facilitando la propulsión, luego se ejecuta una extensión de la pierna y dorsiflexión del pie preparándose para el siguiente contacto con el suelo. En la revisión de literatura no encontramos investigaciones que reporten los movimientos de la pelvis y el tronco durante esta fase.

En este trabajo se describió las características cinemáticas en los tres planos. En el plano sagital los movimientos de flexo – extensión del tronco y anteversión pélvica se reportó un ROM del tronco entre 22.9° a 24.7° con una inclinación anterior de (IC 95% 5.93° - 6.59°) y para la pelvis se midió un ROM de 20.4° y un valor (IC 95% 6.45° - 7.17°). En el plano coronal donde se visualizan los movimientos de inclinación lateral y oblicuidad se reportó un ROM del tronco de 9.6° y registró valores de inclinación lateral derecha (IC 95% 2.53° - 2.85°) e izquierdo (IC 95% 1.20° - 1.01°); para la oblicuidad pélvica se midió un ROM entre 17.2° a 18.5° y valores de oblicuidad derecha (IC 95% 0.23 - 0.38) e izquierda (IC 95% 0.80 - 0.97). Y por ultimo en el plano transversal, los movimientos rotacionales del tronco presentaron un ROM de 23.9° a 24.2° y registraron valores de rotación derecha (IC 95% 0.02° - 0.12°) e izquierda (IC 95% 0.0° - 0.14°). El ROM rotacional de la pelvis fue de 8.2° a 15.1°; los valores de rotación hacia la derecha (IC 95% 0.46° - 0.61°) e izquierda (IC 95% 0.15° - 0.30°).

En conclusión, nuestros resultados permiten describir las características cinemáticas de la pelvis y el tronco específicos para hombres deportistas altamente entrenados a una intensidad  $\%VT_2 = 80.99 \pm 11.2$  y una velocidad  $17.1 \pm 1.07$  km/h. El hallazgo más importante en la cinemática del corredor fue que los ángulos descritos en nuestro estudio para la fase de apoyo en los tres planos son de mayor amplitud con respecto a los estudios mencionados. Algunos de esos estudios en biomecánica concluyen que existe una relación entre el aumento de la velocidad de carrera y el incremento en los rangos de movimiento del tronco y la pelvis (Tartaruga, 2012; Macpherson, 2016; Fisher, 2017; Perpiña, 2017; Mass, 2017). Nuestros resultados permiten afirmar esa hipótesis “El aumento de la velocidad genera que la pelvis y el tronco se inclinan más hacia adelante y los movimientos rotacionales sean de mayor amplitud” (Perpiña, 2017); porque al comparar los resultados anteriormente expuestos, se evidenciaron

rangos de movimiento más amplios en la inclinación, rotación y oblicuidad pélvica de nuestro estudio utilizando una velocidad de carrera de  $17.1 \pm 1.07$  km/h. Además, se encontró una correlación positiva alta entre la anterversión pélvica y la velocidad de carrera ( $r = 0,82$ ) en la fase de apoyo y vuelo. De manera similar el movimiento de rotación pélvica manifestó una correlación positiva moderada ( $r = 0,75$ ) con la velocidad durante la fase de apoyo.

Finalmente, en el análisis de correlación entre cinemática y EC se evidenció que los movimientos que obtuvieron correlaciones positivas altas y moderadas con la EC fueron la oblicuidad pélvica y la rotación e inclinación lateral del tronco.

La oblicuidad pélvica durante la fase de apoyo y vuelo, como en los diferentes periodos de tiempo presentaron las siguientes correlaciones: 5 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.92$ );  $VO_2$  ( $r = 0.89$ );  $VO_2$  ml/km/kg ( $r = 0.75$ ); Eem ( $r = 0.86$ ); Eekm ( $r = 0.67$ )]; 10 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.70$ );  $VO_2$  ( $r = 0.65$ ); Eem ( $r = 0.60$ )]; 15 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.75$ );  $VO_2$  ( $r = 0.66$ ); Eem ( $r = 0.64$ )]; 20 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.65$ )] y en la fase de vuelo: 5 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = -0.78$ );  $VO_2$  ( $r = -0.84$ );  $VO_2$  ml/km/kg ( $r = -0.72$ ); Eem ( $r = -0.85$ ); Eekm ( $r = -0.69$ )]; 10 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = -0.62$ );  $VO_2$  ( $r = -0.63$ ); Eem ( $r = -0.60$ )]; 15 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = -0.63$ );  $VO_2$  ( $r = -0.64$ ); Eem ( $r = -0.61$ )]; 20 minutos [%  $VO_{2max}$  ( $r = -0.63$ )]. Se identificó que en la fase deficit de oxígeno (10 primeros minutos) las correlaciones entre la oblicuidad pélvica y la EC fueron altas. Sin embargo, cuando se alcanzó el estado estable de consumo de oxígeno (10 a 15 minutos) las correlaciones fueron moderadas.

Las correlaciones entre la EC y los movimientos del tronco inclinación lateral durante la fase de apoyo en los primeros 10 minutos se registró [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.66$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0.77$ ); Eekm ( $r = 0.76$ )] y con la rotación [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.86$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0.69$ ); Eekm ( $r = 0.76$ )]. Durante los minutos a 11 – 20 se confirmó que las relaciones se volvieron más débiles con la inclinación del tronco [ $VO_2$  ml/km/kg ( $r = 0.63$ ); Eekm ( $r = 0.58$ )] y con la rotación [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.72$ )]. En la fase de vuelo en los primeros 10 minutos se registró correlaciones con la rotación [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.82$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0.64$ )] y con la inclinación lateral [Eekm ( $r = 0.66$ )]. Durante los minutos a 11 – 20 se confirmó que las relaciones se volvieron más débiles con la inclinación del tronco [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.61$ )] y con la rotación [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0.69$ )]. En comparación con los resultados del autor *Folland, et al.*, quien su investigación determinó correlaciones moderadas y bajas entre los factores biomecánicos: (baja oscilación de la pelvis y un rango de movimiento más bajo del tronco en los planos sagital y horizontal durante la fase de apoyo) con una mejor EC (*Folland, 2017*). El autor reportó estas correlaciones utilizando una velocidad de carrera promedio de 11 km/h con el objetivo

de evitar la influencia de la fatiga o factores metabólicos en la cinemática de carrera. El autor propone que utilizar velocidades más cercanas al ritmo de carrera puede presentarse una relación más fuerte entre la cinemática, la EC y el rendimiento (Folland, 2017). Con los resultados de nuestro estudio donde se evaluó la cinemática a una intensidad  $\%VT_2 = 80.99 \pm 11.2$  y una velocidad  $17.1 \pm 1.07 \text{ km/h}$  se puede asegurar que las variables cinemáticas de la pelvis y el tronco tienen correlaciones de mayor intensidad (altas y moderadas) con la EC.

### 13.1.2 Parámetros espaciotemporales

Diversos autores han destacado la importancia de los factores biomecánicos sobre la EC. Los parámetros espaciotemporales como la oscilación vertical del centro de masa (CM), cadencia, longitud de zancada y tiempo de contacto con el suelo han presentado correlaciones significativas con la EC en la fase de apoyo (Teunissen, 2007; Ogueta, 2011; Tartaruga, 2012).

Se midieron los parámetros espaciotemporales en cuatro periodos de tiempo 5, 10, 15 y 20 min a una intensidad  $80.99\% \pm 11.2$  de  $VT_2$ ;  $\%VO_{2\max} = 72.61 \pm 11.7$  y velocidad constante de  $17.1 \pm 1.07 \text{ km/h}$ . De manera general se registraron valores promedios de: cadencia de  $181,2 \pm 13.18$  pasos por minuto, longitud de paso  $0.827 \pm 0.08 \text{ m}$ ; longitud de zancada  $1.641 \pm 0.08 \text{ m}$ ; tiempo de apoyo  $0.251 \pm 0.02 \text{ s}$ ; tiempo de balanceo  $0.415 \pm 0.03 \text{ s}$ ; y una oscilación del centro de masa (CM)  $31.43 \pm 9.47 \text{ mm}$ .

Los parámetros espaciotemporales evaluados presentaron correlaciones bajas y moderadas con la EC. La CM presentó correlaciones positivas bajas con algunas variables relacionadas a la EC:  $VO_{2\text{rel}}$  al peso ( $r = 0.354$ ) y  $VO_{2\text{rel}}$  a la distancia ( $r = 0.357$ ). Algunos estudios han reportado asociaciones positivas entre la disminución de CM y el incremento en la EC, la explicación mecánica de esta relación es porque un menor impulso vertical representa menor trabajo contra gravedad generando movimientos económicamente energéticos y eficientes (Teunissen, 2007; Barnes, 2015; Folland, 2017). Sin embargo, cuando se realizó el análisis de correlación entre CM y la EC en los periodos de tiempo establecidos, se encontró que durante la fase déficit de oxígeno (10 minutos iniciales) y el estado estable en consumo de oxígeno (10 a 15 minutos) no se encontraron correlaciones. Por este motivo que aceptamos la hipótesis “La variación en la CM no representa cambios en la economía de carrera”. Posiblemente considerar la oscilación del centro de masa total presenta factores de confusión a causa de movimientos en los brazos, el tronco y la cabeza; y se ha

determinado como factor biomecánico adecuado la oscilación vertical de la pelvis (Folland, 2017).

La cadencia se ha relacionado de forma positiva con la EC, porque se ha establecido que manejar altas cadencias disminuye la CM, la magnitud en la fuerza de reacción del suelo y mejora la absorción de energía en los impactos de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo (Mooses, 2018). Estudios previos han reportado cadencias de 167.4 pasos por minuto a 11.7 km/h (Kyrolainen et al.); 165.6 pasos por minuto a 13.3 km/h (Velocidad en VT<sub>2</sub>) (Ogueta, 2018); 178.2 pasos por minuto a 15 km/h (70% del VO<sub>2máx</sub>) (Storen et al.; Ogueta, 2011); 186 pasos por minuto a 17 km/h (Gomez, 2016) y correlaciones moderadas ( $r = -0,61$ ) con la EC a una velocidad de 15.8 km/h (Tartaruga, 2012). Nuestros resultados de correlación con la EC presentaron de manera general correlaciones moderadas con el VO<sub>2rel</sub> al peso ( $r = 0,417$ ) y el gasto energético (Eekm) asociado a 1 km ( $r = -0.483$ ). Sin embargo, estos resultados se impugnan porque la dirección de las correlaciones es diferente. Al realizar el análisis de correlación durante los periodos de tiempo y apreciando las variaciones en el VO<sub>2</sub>; la cadencia solamente presentó una correlación negativa alta con el Eekm en los primeros 5 minutos ( $r = -0.803$ ) momento asociado a la fase déficit de oxígeno y al reclutamiento de fibras musculares tipo II para desarrollar una mayor potencia muscular en menor tiempo (Kaneko, 1987; Barnes, 2015) y en los periodos siguientes no presentó correlaciones. En tal sentido, aceptamos la hipótesis “La frecuencia de zancada no esta relacionada con cambios en la EC” pero si apoyamos la hipótesis de estudios anteriores donde se demostró que un aumento de 2 km/h en la velocidad de carrera puede significar un aumento aproximadamente de 7.4 pasos por minuto (Ogueta, 2018), porque nuestros deportistas utilizaron una cadencia de  $181.2 \pm 13.18$  pasos por minuto a una velocidad de carrera más rápida que los estudios citados.

La relación entre el tiempo de contacto y la EC se ha estudiado en diversos estudios, algunos autores no encontraron ninguna relación (Kyrolainen, 2001; Støren, 2011; Tartaruga, 2012) y otros han estimado que un mayor tiempo de contacto a una velocidad de carrera determinada afecta negativamente la EC (Hasegawa, 2007; Santos-Concejero, 2013; Nummela, 2007; Mooses, 2018) porque un mayor tiempo de contacto provoca una desaceleración significativa de la velocidad horizontal durante la fase de apoyo y consecuentemente una pérdida de energía (Nummela, 2007). Los resultados de nuestro estudio están de acuerdo con las dos conclusiones. Primero en el análisis de correlación general el tiempo de apoyo  $0.251 \pm 0.02$  s presentó una correlación positiva moderada con la EC expresada como gasto energético (Eekm,  $r = 0.465$ ). Segundo, para el análisis específico por periodos el

parámetro “tiempo de apoyo” solamente presentó correlaciones positivas altas con la EC ( $E_{km}$ ,  $r = 0.799$ ) durante los primeros 10 minutos es decir en la fase déficit de oxígeno, donde la respuesta neuromuscular solicitó el reclutamiento de fibras musculares rápidas durante la fase de apoyo para generar la fuerza necesaria y efectuar la desaceleración y aceleración del centro de masa. Cuando se analizó las correlaciones en la fase de estado estable del  $VO_2$  no se encontraron correlaciones con ninguna de las variables relacionadas a la EC, por ello aceptamos la hipótesis “El tiempo de contacto con el suelo no presenta relaciones con la EC” cuando se analiza en estado estable del  $VO_2$  a una intensidad subumbral.

En síntesis, cuando analizamos los parámetros espaciotemporales y la EC de manera general se presentaron correlaciones bajas y moderadas con las variables  $VO_{2rel}$  al peso y gasto energético asociado a 1 *km*. Aunque cuando se realiza un análisis más específico y preciso en los periodos de tiempo se evidenciaron altas correlaciones durante los periodos de tiempo con incrementos estadísticamente significativos en el consumo de oxígeno. Pero en el periodo de tiempo donde se manifestó el estado estable del consumo de oxígeno no se evidenciaron correlaciones entre los parámetros espaciotemporales y con las variables relacionadas a la EC.

## 13.2 ELECTROMIOGRAFÍA SUPERFICIAL DEL CORE

### 13.2.1 Activación muscular del core

La economía de carrera o gasto energético está determinada por el volumen muscular activo (Fletcher, 2017), se ha descrito que una mayor actividad muscular de las extremidades inferiores incrementa el  $VO_2$  afectando la EC (Kyrolainen, 2001). El nivel de activación muscular es la combinación entre el reclutamiento de unidades motoras y su frecuencia de activación (Fletcher, 2015). Algunos estudios han investigado específicamente la activación muscular de los miembros inferiores (Moore; 2019; Chumanov, 2012; Saunders, 2004; Svedenhag, 2000) concluyendo que el gasto energético de los músculos en las extremidades inferiores representa la mayor parte de la EC (Fletcher, 2015). Se ha demostrado que una mayor activación del gastrocnemio, bíceps femoral y vasto lateral durante la carrera se asocia con un mayor  $VO_2$  (Kyrolainen, 2001; Abe, 2007). Sin embargo, son pocos los estudios que evalúan la activación muscular de algunos músculos como el erector de la columna, gluteo máximo y medio de forma aislada durante la carrera (Vanatta, 2017; Moore, 2019); y no hay estudios que evalúen globalmente la activación muscular del core durante la carrera. Por lo tanto, un objetivo de este trabajo fue describir la activación

muscular del core durante una carrera con una intensidad subumbral y carga constante.

El core es un complejo muscular ubicado en la zona central del cuerpo (*Richardson, et al.*), los músculos se pueden clasificar funcionalmente en dos grupos, superficiales y profundos (*Willson, 2005; Raabet, 2017*). Los músculos superficiales funcionan principalmente para producir movimiento y transmisión de fuerzas desde la caja torácica y la pelvis hacia las extremidades (*Bergmark, et al.*) y los músculos profundos estabilizan la zona lumbar (*Fredericson & Moore, 2005*). Su activación se basa en un correcto equilibrio de longitud, fuerza y patrones neuromotrices de todas las cadenas cinéticas que permiten una eficiente aceleración, desaceleración y estabilización lumbopelvico durante los movimientos para (1) facilitar el control del tronco en el movimiento dinámico; (2) ayudar a mantener el control postural; (3) perfeccionar el traslado de energía a través de la cadena cinética y (4) mantener un movimiento en contra de una fuerza externa (*Sell, 2011*).

Para este estudio se evaluó un grupo muscular superficial del core: Erector espinal derecho (RES); Gluteo máximo derecho (RGM); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo externo derecho (ROE); Recto abdominal derecho (RRA); Erector espinal izquierdo (LES); Gluteo máximo izquierdo (LGM); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Oblicuo externo izquierdo (LOE) y Recto abdominal izquierdo (LRA). Para la interpretación de los resultados se utilizó la clasificación de actividad muscular propuesta por los autores *Brandt et al., (2013) & Macadam et al., (2015)* expresada en la siguiente tabla:

<b>% MVIC</b>	<b>Descripción</b>
0 a 20	Nivel bajo
21 a 40	Nivel moderado
41 a 60	Nivel alto
61 a 100	Nivel muy alto

*Máxima contracción isométrica voluntaria (MVIC); porcentaje (%)*  
 Tabla 24. Nivel de activación muscular según %MVIC

El nivel requerido de activación muscular voluntaria está determinado principalmente por la intensidad y relaciones entre fuerza, longitud y velocidad del músculo durante el movimiento a través de un desplazamiento angular específico (*Fletcher, 2015*). Los autores *Egan & Zierath, (2013)* describieron que las fibras oxidativas lentas (I) pueden ser reclutadas en todos los niveles de intensidad, mientras que las oxidativas - glucolíticas (IIa) y glucolíticas rápidas (IIb) se reclutan en intensidades >40% y

>75% del  $VO_{2max}$  respectivamente. La activación muscular del core fue medida durante la carrera, a una intensidad subumbral  $\%VT_2 = 80.99 \pm 11.2$ ;  $\%VO_{2max} = 72.61 \pm 11.7$  y una velocidad de  $17.1 \pm 1.07 \text{ km/h}$ , con el propósito de garantizar el predominio del metabolismo oxidativo y en efecto, un patrón de activación muscular apropiado para mantener concentraciones bajas de lactato en relación a la intensidad y tiempo (Beneke, 2001). De manera general los músculos evaluados presentaron un %MVIC de nivel alto, a excepción del recto abdominal que presentó un %MVIC moderado durante la prueba subumbral. Para un análisis más específico se describió el comportamiento de la activación muscular y las correlaciones con la EC en los periodos de tiempo de 5, 10, 15 y 20 minutos, considerando la hipótesis “La actividad muscular de algunos músculos del core durante una carrera subumbral esta relacionado con la cinemática de la pelvis / tronco y la economía de carrera”.

#### *% MVIC - Periodo inicial de 5 minutos*

Durante los primeros 5 minutos el grupo muscular glúteo máximo, oblicuo interno, oblicuo externo y recto abdominal presentaron un nivel de activación muy alto (67 a 79%), mientras que el erector de la columna un nivel alto (47 – 58%). Como se mencionó anteriormente los primeros 10 minutos representan la fase déficit de oxígeno; en este periodo de tiempo el deportista necesita un mayor desarrollo de fuerza muscular y reclutamiento de unidades motoras en el menor tiempo posible (Shaw, 2014). Como la cantidad de oxígeno disponible es muy baja en comparación con la requerida, no se logra realizar un reclutamiento total de fibras oxidativas debido a la lenta adaptación de los sistemas de transporte de oxígeno. En tal sentido, el sistema nervioso central debe generar señales neuromotoras en respuesta al estímulo y a la intensidad de carrera; inicialmente realiza un reclutamiento de fibras glucolíticas rápidas (IIb) y oxidativas - glucolíticas (IIa) para lo cual debe activar vías metabólicas más rápidas para el aporte de ATP durante el déficit de oxígeno (Powers, 1994). Durante esta fase “déficit de oxígeno” el músculo que probablemente presentó un mayor aporte de fibras glucolíticas (IIa) y glucolíticas rápidas (IIb) fue el LOE, porque se midió un nivel de activación muy alto (79%) y registró una correlación negativa moderada con algunas variables relacionadas a la EC:  $VO_{2abs}$ ,  $r = -0.654$ ;  $VO_{2rel}$  al peso,  $r = -0.767$ ;  $VO_{2rel}$  a la distancia,  $r = -0.723$ . Es decir, a un menor consumo de oxígeno, mayor activación muscular posiblemente de fibras musculares no dependientes del metabolismo oxidativo.

Por otro lado, el glúteo máximo presentó un nivel alto de activación (67 – 71%) y una relación positiva moderada con la rotación pélvica ( $r = 0,58$ ) durante la fase de apoyo. Esta relación posiblemente se debe porque durante la fase de apoyo se realizan

movimientos en descarga y soporte del peso corporal. La literatura reporta que el grupo muscular: glúteo máximo, vasto lateral y tríceps sural generan el mayor aporte durante la descarga de peso (*Pandy, 2010*) y se ha estimado que el costo energético de la contracción del músculo tríceps sural durante la carrera en corredores altamente entrenados representa aproximadamente el 25% del costo metabólico total de la carrera (*Fletcher, 2015*). De igual manera, durante la fase de apoyo la función biomecánica del glúteo máximo y medio es fundamental porque se coactivan para mantener la posición pélvica en el plano coronal y permitir la rotación externa de la cadera, aunque se desconoce su aporte al costo metabólico total (*Macadam, 2015*).

#### *%MVIC - Periodo de 5 a 10 minutos*

En el periodo de 5 a 10 minutos todos los músculos presentaron disminución en el %MVIC y solo para el músculo LRA fue estadísticamente significativo ( $p=0,033$ ). A medida que se reduce el déficit de oxígeno, se presentan adaptaciones en los patrones de activación muscular porque se producen ajustes en la activación espacio - temporal de los músculos involucrados durante la carrera (*Mohr, 2021*). En ese mismo contexto se produce mayor suministro de oxígeno y predomina un reclutamiento cada vez mayor de fibras oxidativas lentas (I); este proceso representa una estrategia de optimización del sistema neuromuscular hacia un movimiento energéticamente más eficiente en la carrera (*Mohr, 2021*). Durante este periodo de tiempo, el grupo muscular de los oblicuos (externos e internos) y el glúteo máximo presentó un cambio en el %MVIC de muy alto a alto. Para el análisis de correlación entre activación muscular y cinemática de carrera se encontró que el grupo muscular erector de la columna (LES y RES) presentaron correlaciones positivas moderadas con los movimientos de inclinación lateral [*LES* ( $r = 0,63$ ); *RES* ( $r = 0,64$ )] y rotación del tronco [*LES* ( $r = 0,51$ ); *RES* ( $r = 0,62$ )]. De los resultados anteriores podemos apoyar la hipótesis “Los fascículos superficiales del erector de la columna pueden ser el músculo más relevante en el control de la cinemática de carrera” (*Raabe, 2017*). Sin embargo, la activación de este grupo muscular está relacionada únicamente con la cinemática del tronco en la fase de apoyo, es necesario enfatizar que estos movimientos presentaron correlaciones positivas moderadas con la EC: inclinación lateral del tronco [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0,66$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0,77$ ); *Eekm* ( $r = 0,76$ )] y rotación del tronco [%  $VO_{2max}$  ( $r = 0,86$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = 0,69$ ); *Eekm* ( $r = 0,76$ )]. Admitamos por el momento que la activación muscular del erector de la columna esta indirectamente relacionado con la EC.



### *%MVIC - Periodo de 10 a 15 minutos*

Durante el periodo 10 a 15 minutos se presentó el estado estable del consumo de oxígeno indicando un predominio del reclutamiento de fibras oxidativas y suficiencia del metabolismo oxidativo para resintetizar el ATP requerido, por la intensidad de la carrera. En este periodo, el glúteo máximo presentó un nivel de activación muy alto (65% a 74%); el erector de la columna (55% a 59%) y el oblicuo interno (44% a 48%) un nivel alto; el oblicuo externo y recto abdominal un nivel moderado (25% a 37%). Sin embargo, estos dos últimos grupos musculares presentaron un cambio de nivel, pero no fue estadísticamente significativo. Por otro lado, el nivel de activación en el glúteo máximo se relacionó con el movimiento rotacional de la pelvis ( $r = 0.60$ ) y el nivel de activación muscular del erector de la columna, presentó en su fascículo RES un incremento estadísticamente significativo del 7% ( $p=0.029$ ) y LES se correlacionó positiva y moderadamente con algunas variables de la EC, un  $r = 0.82$  con %VO<sub>2max</sub>;  $r = 0.67$  con VO<sub>2abs</sub> y  $r = 0.65$  con VO<sub>2rel</sub> al peso. A partir de estas afirmaciones, podemos concluir que la presencia de un nivel muy alto del %MVIC no está directamente relacionado con la EC en el estado estable; porque, el único grupo muscular que presentó correlaciones con la EC en este periodo de tiempo fue LES y se encontraba en un nivel alto del %MVIC; es importante tener en cuenta la velocidad de reclutamiento del músculo (espectro de frecuencia) para poder realizar el análisis.

### *%MVIC - Periodo de 15 a 20 minutos*

En los minutos 15 a 20, el glúteo máximo mantuvo un nivel de activación muy alto (61 a 75%); el erector de la columna (57% a 59%) y oblicuo interno (44% a 45%) un nivel alto; mientras que el oblicuo externo bajo el nivel de activación a moderado (40%) con el recto abdominal (22% a 32%). En estos minutos se identificó una reducción estadísticamente significativa del %MVIC de LOE en un 8% ( $p=0.033$ ) y correlaciones positivas moderadas con la EC ( $r = 0.86$  con %VO<sub>2max</sub>;  $r = 0.76$  con VO<sub>2abs</sub>;  $r = 0.68$  con VO<sub>2rel</sub> al peso y  $r = 0.61$  con VO<sub>2rel</sub> a la distancia); este suceso puede estar asociado a un proceso de fatiga local, recordemos que en los primeros 5 minutos en el “déficit de oxígeno” LOE presentó un nivel muy alto del %MVIC (79%) y correlaciones negativas moderadas con la EC, el análisis de un probable estado de fatiga se discutirá más adelante con el espectro frecuencial del músculo.

Por último, estudios anteriores no habían descrito la activación muscular del core en conjunto, durante la carrera. Por lo tanto, este estudio proporciona datos descriptivos novedosos y sólidos de la relación entre la activación muscular del core y la EC; y consideramos aceptar la hipótesis “La activación muscular de algunos músculos del

core durante una carrera a intensidad subumbral están relacionadas con la cinemática de la pelvis / tronco y la economía de carrera” porque los músculos erector de la columna, glúteo máximo y oblicuo externo presentaron correlaciones con la EC y algunas variables cinemáticas, también se encontraron correlaciones en el estado estable de  $\text{VO}_2$  que es el periodo idóneo para medir la EC en deportistas altamente entrenados. Además, con estos resultados contribuimos a comprender el control neuromuscular del core durante la carrera y facilitamos pautas para la prescripción del ejercicio a una metodología más sistemática como el %MVIC para evaluar, seleccionar y progresar en los ejercicios de fuerza.

### 13.2.2 Espectros de frecuencia del Core

La electromiografía de superficie permite medir de forma no invasiva la actividad muscular continua durante la carrera. Esta señal electromiográfica es considerada como una señal de diagnóstico y de control (*Cifrek, 2000*). Su análisis se puede desarrollar en el dominio del tiempo y la frecuencia. El dominio de la frecuencia permite explicar temas como la fatiga muscular y el reclutamiento de unidades motoras (*Oskoei, 2008*); porque los cambios en los espectros frecuenciales están asociados con el estado metabólico del músculo involucrado (*Nagamachi, 2000*).

Las unidades de análisis son la frecuencia media (MDF) o mediana (MNF), parámetros útiles en el dominio de la frecuencia y se utilizan para detectar la fatiga en los músculos (*Wang, 2015*). La fatiga muscular representa un fenómeno multifacético con cambios físicos y químicos en el músculo, así como alteraciones en la eficiencia del sistema nervioso (*Cifrek, 2009*); lo cual puede generar una disminución en la capacidad de generar fuerza en un músculo o grupo muscular (*Gandevia 2001; Gates, 2008; Selen et al. 2007*). Diversos autores han señalado la frecuencia mediana como mejor parámetro de análisis porque es mínimamente afectada por el ruido aleatorio (*Nagamachi, 2000; Oskoei, 2008; Phinyomark; 2010*). Esta frecuencia mediana se ha utilizado para detectar umbrales de fatiga durante la prueba de esfuerzo incremental (*Camici, 2010*) y su reducción se ha asociado con la disminución en la velocidad de conducción de la fibra muscular, baja duración del potencial de acción y alteración en la sincronización de unidades motoras (*Farina et al. 2002; Gates, 2008*). En la revisión de literatura no se encontraron estudios que reporten y evalúen los cambios en los espectros de frecuencia del grupo muscular del core durante la carrera.

Por lo tanto, un propósito de este estudio fue evaluar los espectros de potencia (MNF) de algunos músculos del core durante la carrera a una intensidad sub umbral %VT<sub>2</sub> 80.99 y determinar correlaciones con algunas variables biomecánicas o fisiológicas. Las hipótesis secundarias propuestas fueron las siguientes (1) Variaciones en el espectro de potencia de la señal EMG de algunos músculos del core se relacionan con la cinemática del tronco /pelvis y la economía de carrera.

#### *Espectro de frecuencia – Periodo inicial a 10 minutos*

Dado que el comportamiento del espectro frecuencial de los músculos del core fue similar en los 2 periodos de tiempo iniciales se agruparon en este análisis. Los resultados mostraron que la frecuencia mediana aumentó para todo el grupo muscular del core durante los primeros 10 minutos o en la fase de déficit de oxígeno. El hallazgo más importante durante este periodo de tiempo fue un mayor reclutamiento temporal de fibras musculares porque se encontraron incrementos estadísticamente significativos para el grupo muscular erector de la columna [LES ( $p=0.013$ ) y RES ( $p=0.032$ )], glúteo máximo [LGM ( $p=0.021$ ) y RGM ( $p=0.016$ )] y oblicuo externo [LOE ( $p=0.013$ ) y ROE ( $p=0.037$ )]. Este grupo muscular presentó relaciones negativas altas y moderadas con algunas variables relacionadas con la EC, donde tenemos que el músculo LGM presentó coeficientes de correlación con la EC de: [Eekm ( $r = -0,70$ ); %  $VO_{2max}$  ( $r = -0,84$ );  $VO_{2abs}$  ( $r = -0,70$ )]; el RGM (%  $VO_{2max}$ ,  $r = -0,73$ ); el LOE (%  $VO_{2max}$ ,  $r = -0,62$ ); el RES (%  $VO_{2max}$ ,  $r = -0,65$ ) y el LES ( $VO_{2rel}$  a la distancia,  $r = -0,62$ ). Como se ha mencionado en el apartado de EC; es posible, a medida que avanza el ejercicio y se atenúa el déficit de oxígeno se reclutan progresivamente las fibras de contracción lenta y de contracción rápida. Este periodo se asocia a un mayor reclutamiento de fibras musculares glucolíticas rápidas (IIb) y oxidativas - glucolíticas (IIa) para satisfacer la demanda mecánica de la carrera (Powers, 1994). Estas fibras glucolíticas rápidas presentan mayor velocidad de contracción y tensión; pero su metabolismo las hace rápidamente fatigables. Es así como se produce una mayor dependencia de las fibras de contracción lenta con una menor producción de potencia debido a las características de baja velocidad de contracción y alta resistencia a la fatiga.

#### *Espectro de frecuencia – Periodo de 10 a 15 minutos*

Durante este periodo o fase de estado estable de  $VO_2$ ; el espectro de frecuencias medianas se estabilizó y disminuyó para algunos músculos, el único grupo muscular que aumentó significativamente la frecuencia mediana, es decir; mayor reclutamiento de unidades motoras y velocidad de conducción fue el oblicuo externo [LOE

( $p=0.015$ ) y ROE ( $p=0.037$ )]. Además, en este periodo de tiempo ninguna frecuencia espectral del grupo muscular del core presentó correlaciones con variables relacionadas a la EC. Sin embargo, se presentaron correlaciones positivas moderadas y altas entre la cinemática de la carrera y la reducción de la frecuencia mediana de LES. Durante la fase de apoyo se encontraron coeficientes de relación con la flexión del tronco ( $r = 0.79$ ) y la anteversión de la pelvis ( $r = 0.69$ ) y para la fase de vuelo se encontró con la flexión del tronco ( $r = 0.74$ ) y la anteversión de la pelvis ( $r = 0.72$ ). Esta relación entre el reclutamiento temporal de fibras en LES y los movimientos en plano sagital permite asegurar que cambios en el nivel de activación de este músculo puede originar cambios en la cinemática de la carrera en el plano sagital (Hart, 2009). Los movimientos de flexión anterior del tronco y la anteversión de la pelvis son muy importantes porque se ha informado que un exceso de la anteversión pélvica está relacionado con una mayor tensión mecánica de los isquiotibiales durante la carrera, biomecánicamente el exceso de anteversión genera un desplazamiento superior de la tuberosidad isquiática implicando una mayor demanda de elongación activa y tensión pasiva de la musculatura posterior del muslo (Mendiguchia, 2021).

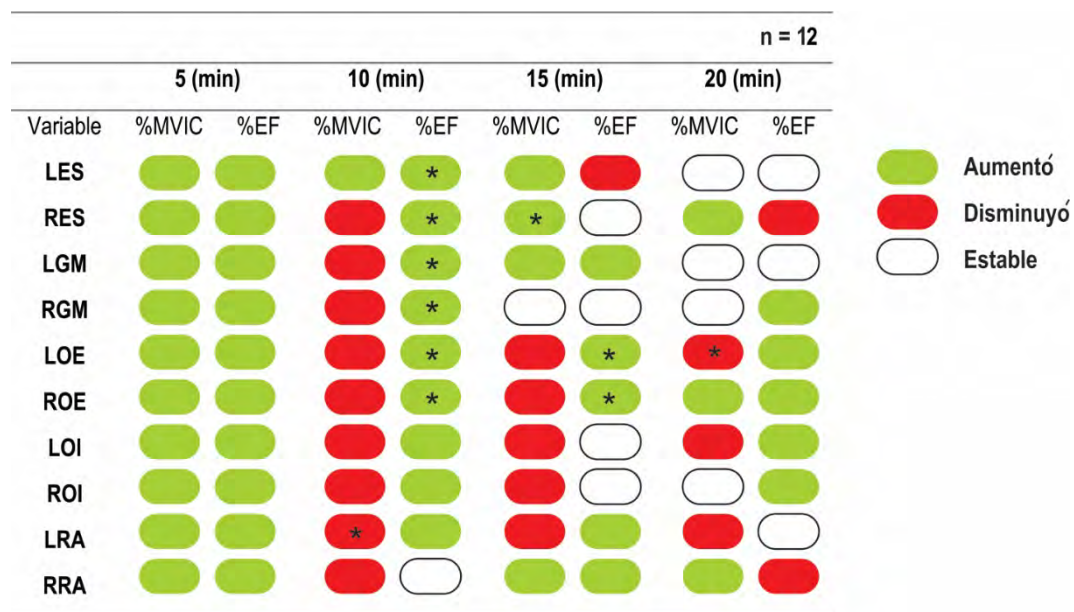
#### *Espectro de frecuencia – Periodo de 15 a 20 minutos*

Para este periodo, el grupo muscular erector de la columna presentó disminución de la frecuencia mediana y el cambio fue significativo ( $p=0.050$ ) para el músculo RES. El hallazgo más importante en este periodo de tiempo es que el erector de la columna fue el único músculo que disminuyó la frecuencia mediana. Lo que indica que se presentó una reducción en el reclutamiento temporal de unidades motoras en los últimos 5 minutos de la prueba. Esta disminución de la frecuencia mediana puede atribuirse a un aumento de la acidosis intramuscular y una disminución concomitante de la velocidad de conducción de las fibras musculares (Hunter, 2003). Sin embargo, la interpretación de las frecuencias espectrales debe hacerse con precaución, ya que estas medidas son variables fisiológicas indirectas (Farina, 2004; Wang, 2015).

Para concluir el análisis de electromiografía superficial del core con los datos de MVIC (reclutamiento espacial) y espectros de frecuencia (reclutamiento temporal), se han establecido cuatro posibles categorías de análisis para el nivel de activación muscular: (1) aumento de la fuerza muscular que coincide con un aumento de la amplitud de EMG y un desplazamiento hacia la derecha en el espectro, (2) disminución de la fuerza muscular que coincide con una disminución de la amplitud de EMG y un desplazamiento hacia la izquierda en el espectro, (3) fatiga muscular que coincide con un aumento de la amplitud EMG y un desplazamiento hacia la izquierda en el espectro, y (4) recuperación de la fatiga muscular previa que coincide

con una disminución de la amplitud EMG y un desplazamiento hacia la derecha en el espectro (Cifrek, 2009).

Los resultados de nuestro estudio permiten proponer que el grupo muscular del core durante los primeros 5 minutos presentó un nivel de activación en la primera categoría “aumento de la fuerza muscular” con el propósito de responder a la intensidad y exigencia mecánica en la fase déficit de oxígeno. Durante los minutos 5 a 10 el grupo muscular del core presentó un nivel de activación en la categoría 3 “recuperación muscular” a excepción del músculo LES que extendió su nivel en aumento de fuerza muscular. En los minutos 10 a 15 se encontraron diversas interpretaciones a nivel de activación muscular: (1) El músculo LES presentó una categoría de fatiga muscular, (2) el músculo LGM presentó aumento de la fuerza muscular, (3) el oblicuo externo y LRA se encontraron en “recuperación muscular” y (4) los demás músculos alcanzaron un nivel de activación muscular estable. En el periodo final de 15 a 20 minutos las interpretaciones fueron heterogéneas nuevamente: (1) el grupo muscular erector de la columna, glúteo máximo (LGM) y recto abdominal (RRA) presentaron fatiga muscular, (2) los oblicuos internos, LOE y LRA quedaban en categoría de “recuperación muscular” y (3) ROE presentó aumento de la fuerza muscular.



\*. La diferencia es significativa para:  $p \leq 0,05$  (bilateral).

Espectro de frecuencia (EF); Erector espinal derecho (RES); Erector espinal izquierdo (LES); Glúteo máximo derecho (RGM); Glúteo máximo izquierdo (LGM); media (M); minuto (min); Oblicuo externo derecho (ROE); Oblicuo externo izquierdo (LOE); Oblicuo interno derecho (ROI); Oblicuo interno izquierdo (LOI); Porcentaje de máxima contracción voluntaria (%MVIC); Recto abdominal derecho (RRA); Recto abdominal izquierdo (LRA)

Figura 60. Análisis electromiografía superficial del core durante la prueba

Durante los últimos minutos 15 a 20 se evidenció un cambio estadísticamente significativo en la EC: [ $VO_{2abs}$  ( $p=0.009$ );  $VO_{2rel}$  al peso ( $p=0.010$ );  $VO_{2rel}$  a la distancia ( $p=0.010$ ) y  $E_{km}$  ( $p=0.019$ )]. Esta variación estadísticamente relevante pero fisiológicamente exigua desde el  $VO_{2rel}$  al peso ( $2.9 \text{ mlO}_2/\text{kg}/\text{min}$ ) del estado estable del consumo de oxígeno puede estar asociado a otros factores fisiológicos como bajos niveles de glucosa sanguínea, agotamiento de las reservas de glucógeno, deshidratación, dolor muscular o fatiga de las fibras musculares oxidativas.

En síntesis, el único grupo muscular que presentó un nivel de activación muscular asociado con fatiga muscular fue el erector de la columna. Para LES se evidenció durante los minutos 10 a 15 y RES en el periodo de 15 a 20 minutos. Se ha establecido que músculos con fascículos más largos implicaran un mayor volumen muscular activo y por lo mismo consumirá una mayor cantidad de ATP (Mohr, 2021). También se ha informado que a medida que disminuye la frecuencia mediana avanza la fatiga muscular; el principal factor que contribuye al cambio de la frecuencia espectral es la disminución en la velocidad de conducción. Estos cambios en las propiedades mioeléctricas pueden estar relacionados con la concentración de pH intramuscular, acumulación de lactato en el músculo y sangre producidos por la actividad de la vía glucolítica en los primeros minutos (Namagachi, 2000). A causa de la presencia de la fatiga local en la musculatura del tronco se ha demostrado aumento en la flexión del tronco (Hart, 2009; Mass, 2017); un estudio investigó los cambios en el espectro de frecuencia del músculo erector de la columna y se asoció un nivel de fatiga muscular local cuando se alcanzó una intensidad del  $\% VO_{2max} = 81.7\%$  y un  $RER = 0.96$  (Namagachi, 2000). Para nuestro trabajo se evidenció cambios en MNF y un nivel de activación del erector de la columna asociado con fatiga a una intensidad de  $\% VO_{2max} = 72.61 \pm 11.7$  y un  $RER = 1.09 \pm 0.24$ , datos similares a los mencionados.

A partir de estas afirmaciones manifestamos que cuando se mantiene un estímulo (carga a intensidad sub umbral), el sistema neuromuscular ajustó progresivamente el nivel de actividad muscular desarrollando un estilo de carrera más económico con el tiempo (Mohr, 2021) y en los últimos 10 minutos se presentó la adaptación del patrón de activación muscular alcanzando un estado estable para el grupo muscular del core (Ver Figura 60). Por lo tanto, aceptamos la hipótesis principal “La actividad muscular de algunos músculos del core durante una carrera a intensidad subumbral esta relacionado con la cinemática de la pelvis / tronco y la economía de carrera”.

## 14. CONCLUSIONES

Finalmente, el presente estudio fue de carácter observacional porque se describieron factores fisiológicos y biomecánicos dentro de la población y analítico porque se explicó una hipotética relación entre factores. De acuerdo al objetivo general, a los objetivos específicos y los resultados encontrados se puede concluir que:

- 14.1 Se demostró la presencia de correlaciones positivas y negativas durante la carrera entre la activación muscular del core y variables cinemáticas de la pelvis. Las principales correlaciones encontradas se presentaron cuando las respuestas del consumo de oxígeno y el patrón de activación muscular alcanzaron el estado estable para mantener la ejecución de la carrera a una intensidad sub umbral. Durante la fase de apoyo se encontró que los movimientos pélvicos (*inclinación antero/posterior* y *rotación*), se relacionaron positivamente y moderadamente con el reclutamiento temporal de los músculos erector de la columna y glúteo máximo del hemicuerpo izquierdo. Esto representa que a mayor rango de movimiento de anteversión y rotación de la pelvis se requiere una mayor velocidad en el reclutamiento de estos músculos para satisfacer la demanda mecánica del movimiento.
- 14.2 Se demostró la presencia de correlaciones positivas durante la carrera entre la activación muscular del core y variables cinemáticas del tronco. Durante las fases de apoyo y vuelo se encontró que el único movimiento en el tronco (*inclinación antero / posterior*) se relacionó de manera positiva y alta con el reclutamiento temporal del músculo erector de la columna del hemicuerpo izquierdo. Esto significa que a mayor rango de movimiento en la flexión del tronco se requiere una mayor velocidad en el reclutamiento muscular del erector de la columna. Estas dos primeras conclusiones permiten dilucidar la importancia del músculo erector de la columna en la cinemática de la pelvis y el tronco durante la carrera a una intensidad sub umbral o similar a la de competencia.
- 14.3 Los resultados de esta investigación permiten concluir que dentro del grupo muscular del core evaluado, solamente el músculo erector de la columna presentó relaciones positivas altas y moderadas con las variables relacionadas a la economía de carrera. Este hallazgo representa que un mayor reclutamiento espacial de este músculo requiere un mayor consumo de oxígeno y por lo tanto una disminución en la economía de carrera. Se confirma con esta relación la importancia del músculo erector de la columna durante la carrera a nivel de factores biomecánicos y fisiológicos. Aunque se requiere realizar más estudios de corte longitudinal para evaluar completamente la relación causal y su impacto en el entrenamiento y así trabajar estrategias para mejorar la economía de carrera y el rendimiento en atletas de resistencia.



- 14.4 Se ha considerado la influencia de la biomecánica con el gasto energético o la economía de carrera. Los resultados de esta investigación permiten concluir que, dentro de los factores biomecánicos evaluados, el movimiento rotacional del tronco y la oblicuidad pélvica en la fase de apoyo presentaron relaciones positivas altas y moderadas con la economía de carrera de un deportista altamente entrenado. Esto puede representar que si un deportista tiene amplios rangos de movimiento en estas dos variables; probablemente presentará un mayor consumo de oxígeno o gasto energético afectando la economía de carrera. Sin embargo, para la fase de vuelo en la que hay menor proporción del gasto energético, la relación entre la oblicuidad de la pelvis y la economía de carrera es negativa y moderada. Esta afirmación permite establecer que la oblicuidad pélvica durante la fase de apoyo debe mantener bajos rangos de movimientos o sea una mayor estabilidad pélvica; y en la fase de vuelo rangos de movimiento más amplios con el propósito de facilitar la longitud de zancada y de esta manera establecer un menor consumo de oxígeno y mejor economía de carrera.

## 15. IMPLICACIONES

- 15.1 Son pocos los estudios que han investigado sobre el funcionamiento de los músculos del core durante la carrera. Los resultados de este estudio describen el nivel de activación muscular del core para mantener una intensidad sub umbral durante la carrera. Por lo tanto, esta evidencia permite establecer nuevas hipótesis sobre el nivel de activación muscular y la frecuencia espectral en los músculos del core para utilizarlos de una manera correcta y eficiente durante la carrera y así mejorar la economía de carrera, el rendimiento o minimizar el riesgo de una lesión.
- 15.2 El rendimiento y la economía de carrera en deportes de resistencia está influenciada por varios factores: biomecánicos, antropométricos, fisiológicos, entrenamiento y extrínsecos. Los resultados de esta investigación integraron diversos factores para explicar la economía de carrera en un grupo de deportistas altamente entrenados. Se concluyó en la importancia de algunos parámetros biomecánicos (*cinemática de la pelvis y tronco*) y fisiológicos (*nivel de activación muscular del erector de la columna*) por su alta y moderada relación con la economía de carrera.
- 15.3 Comprender la biomecánica de la carrera y el nivel de activación muscular del core en conjunto utilizando una intensidad sub umbral o una velocidad de carrera similar a la de competencia permite una mejor comprensión de la economía de carrera. Diversos estudios han evaluado la economía de carrera a intensidades o velocidades de carrera sub máximas, pero se ha establecido que los deportistas no necesitan

optimizar el patrón de movimiento a esas velocidades. Por esta razón, los resultados de esta investigación son relevantes porque utilizamos intensidades cercanas al umbral donde la exigencia mecánica es superior y la respuesta ventilatoria es adecuada para medir la economía de carrera.

- 15.4 Se aportó al campo de la investigación deportiva del atletismo colombiano y de la misma forma a la literatura porque son pocos los estudios que hacen referencia al grupo muscular del core. En pocas palabras se realizó la caracterización de un grupo de deportistas colombianos especializados en atletismo de fondo describiendo algunos factores fisiológicos y biomecánicos importantes para explicar la economía de carrera.
- 15.5 La investigación futura en atletas élite o altamente entrenados debe tener como objetivo la efectividad de diferentes intervenciones del entrenamiento en el core. La descripción de relaciones multifactoriales, entre la cinemática de segmentos corporales y el reclutamiento de unidades motoras permiten optimizar el gesto deportivo. El conocimiento de estas relaciones son herramientas necesarias para la planificación del entrenamiento según las necesidades y capacidades del individuo.

## **16. LIMITACIONES**

- 16.1 Los resultados de este trabajo solamente son extrapolables a deportistas altamente entrenados en la modalidad de fondo, porque la respuesta de factores fisiológicos y biomecánicos utilizando intensidades cercanas al umbral presentan diferencias significativas cuando se compara un deportista de rendimiento con personas de nivel recreativo.

**17. PRESUPUESTO**

Actividad / Artículo	Fuente de financiación			
	Interna		Externa	
	Transf.	Costo. Ind.	Transf.	Costo. Ind.
Presentación del proyecto	\$92.000			
Fotocopias información.	\$25.000			
Formatos de consentimiento.	\$15.000			
Transporte	\$288.000			
Equipo COSMED – K5				US\$ 55.000
Cinta de correr – WoodWay				US\$ 6.800
Sist. Portatil Lactate Scout 4	\$1.294.000			
Laminas / electrodos	\$ 280.000			
Electrocardiogramas				\$119.600
Lab. de cámaras SMART - DX				US\$ 75.000
Electromiógrafo - FREEMING				US\$ 35.000
Estadístico				\$ 1.000.000
Nutricionista				\$ 1.200.000
Ingeniero Biomedico				\$3.600.000
Computador		\$2.560.000		
Material didáctico de resultados		\$180.000		
Plan de datos (Comunicación)		\$259.000		

*Tabla 25. Presupuesto*

### 18. CRONOGRAMA

ACTIVIDAD	MES 1				MES 2				MES 3				MES 4				MES 5				MES 6			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Difusión y promoción del proyecto a deportistas, clubes y ligas.	X	X	X																					
Firma de consentimiento y asentimiento informado.				X																				
Historia clínica y valoración médica. Electrocardiograma en reposo.				X	X	X																		
Caracterización de la población. Evaluación física y antropométrica.					X	X	X																	
Prueba de VO2 máx., y umbral ventilatorio.								X	X															
Análisis de resultados en línea de base.									X	X														
Evaluación biomecánicas y electromiografía de superficie.									X	X	X	X	X											
Análisis de resultados.													X	X										
Correlación de variables. Análisis estadístico.														X	X	X								
Generación de informe descriptivo los resultados.																	X	X	X	X				
Entrega final del informe																					X	X	X	

Tabla 26. Cronograma 2021 – II

## 19. BIBLIOGRAFÍA

- Abe D, Muraki S, Yanagawa K, Fukuoka Y, Niihata S. (2007) *Changes in EMG characteristics and metabolic energy cost during 90-min prolonged running*. *Gait Posture*, 26(4):607–10.
- Andrew J. Shaw, Stephen A. Ingham (2014); *The Valid Measurement of Running Economy in Runners*; *Medicine & Science in Sports & Exercise*; American College of Sports Medicine; DOI: 10.1249/MSS.0000000000000311
- Arellano CJ, Kram R. *Partitioning the metabolic cost of human running: a task-by-task approach*. *Integr Comp Biol*. 2014 Dec;54(6):1084-98. doi: 10.1093/icb/icu033. Epub 2014 May 16. Erratum in: *Integr Comp Biol*. 2017 Jul 1;57(1):169. PMID: 24838747; PMCID: PMC4296200.
- Avila Palacios, Ricardo (2019); *La Fabulosa historia del atletismo colombiano*; Editorial Bogotá.
- Baker R., Leboeuf F., Reay J., & Sangeux, M. (2017) *The Conventional Gait Model - Success and Limitations*. *Handbook of Human Motion*, 1–19 Doi: 10.1007/978-3-319-30808-1\_25-2
- Barnes K., Kilding A. *Randomized crossover study investigating the running economy of highly-trained male and female distance runners in marathon racing shoes versus track spikes*. *Sports Med*. (2019); 49:331–342. Doi: 10.1007/s40279-018-1012-3.
- Barnes, K.R., Kilding, A.E. *Strategies to Improve Running Economy*. *Sports Med* 45, 37–56 (2015). <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0246-y>
- Barnes, K. R., & Kilding, A. E. (2015). *Running economy: measurement, norms, and determining factors*. *Sports medicine - open*, 1(1), 8. <https://doi.org/10.1186/s40798-015-0007-y>
- Black, M. I., Allen, S. J., Forrester, S. E., & Folland, J. P. (2019). *The Anthropometry of Economical Running*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1. doi:10.1249/mss.0000000000002158
- Black, M. I., Handsaker, J. C., Allen, S. J., Forrester, S. E., & Folland, J. P. (2018). *Is There an Optimal Speed for Economical Running?* *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(1), 75–81. doi:10.1123/ijsp.2017-0015
- Blaiser, C. D. (2017). *Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review*. *Physical Therapy in Sport*.
- Boraita Pérez, A. (2008). *Ejercicio, piedra angular de la prevención cardiovascular*. *Revista Española de Cardiología*, 61(5), 514–528. doi:10.1157/13119996
- Boullosa, D. (2007). *Economía de Carrera: Un Parámetro Multifactorial*. *Journal PubliCE Premium*.

- Brooks, George A., Thomas D. Fahey y Timothy P. White. (1996) *Exercise Physiology: Human Bioenergetics and its Applications*. 2da. ed.; California: Mayfield Publishing Company, 1996. pp. 173-197.
- Burfoot A. *The history of the marathon: 1976-present*. *Sports Med*. 2007;37(4-5):284-7. doi: 10.2165/00007256-200737040-00003. PMID: 17465589.
- Cavanagh, P. R. (1987). *Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance*. *Journal of Applied Physiology*, 63(3), 1236–1245. doi:10.1152/jappl.1987.63.3.1236
- Cerezuela-Espejo, V., Courel-Ibáñez, J., Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., & Pallarés, J. G. (2018). *The Relationship Between Lactate and Ventilatory Thresholds in Runners: Validity and Reliability of Exercise Test Performance Parameters*. *Frontiers in Physiology*, 9. doi:10.3389/fphys.2018.01320
- Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. *Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics*. *Clin Biomech*. 2009; 24(4):327-340.
- C. J. De Luca. (2008) “A practicum on the Use of sEMG Signals in Movement Sciences”. *Delsys Inc*. 2008.
- C. J. De Luca. (2006) “*Electromyographic. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*”. Ed. John G. Webster. Massachusetts. Ed. John Wiley Publisher, pp 98-106.
- Clark AW, G. M. (2016). *Efectos de la pelvis y Core entrenamiento de la fuerza en la Escuela Secundaria de Cross-Country Race*. *J Fuerza Cond Res*.
- Conley, D. L., & G. S. Krahenbuhl (1980). *Running economy and distance running performance of highly trained athletes*. *Med. Sci. Sports Exerc*. 12:357–360, 1980.
- Daniels J, Daniels N. *Running economy of elite male and elite female runners*. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24:483–9.
- Departamento Administrativo del Deporte, la Recreación, la Actividad Física y el Aprovechamiento del Tiempo Libre COLDEPORTES, Colección 1 de los Lineamientos de Política Pública en Ciencias del Deporte en Fisioterapia.
- De la Reina L, &. (2003). *Manual de teoría y práctica del acondicionamiento físico*. *Ciencias del Deporte*.
- Dinero. (2017). *Maratones: un negocio que se mueve con fuerza en Colombia*. *Revista Dinero*.
- Drum, S.N.; Rappelt, L.; Donath, L. (2019) *Trunk and Upper Body Fatigue Adversely Affect Running Economy: A Three-Armed Randomized Controlled Crossover Pilot Trial*. *Sports* 2019, 7, 195.

- Elena Seminati, F. N. (2013). *Anatomically Asymmetrical Runners Move More Asymmetrically at the Same Metabolic Cost*. *PLoS ONE*, E74134.
- Félez, A. P. (2014). *Análisis Comparativo De 2 Técnicas De Carrera Por Parámetros Cinemáticos: Barefoot Y Shod Running*. Facultad CC. De la Salud y del Deporte - Universidad de Zaragoza, 1-26.
- Fisher, D., et al., (2017) *Three - dimensional kinematics of the thorax during over - ground running*, *Journal of Bodywork & Movement Therapies* (2017), <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.08.003>
- Folland, J. P., Allen, S. J., Black, M. I., Handsaker, J. C., & Forrester, S. E. (2017). *Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance*. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(7), 1412–1423. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001245>
- Foster, C., Lucia, A. (2007) *Running Economy*. *Sports Med* 37, 316 – 319. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737040-00011>
- García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-Garcia, F. J. (2012). *Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 398–406.
- Gates, D. H., & Dingwell, J. B. (2008). *The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements*. *Experimental brain research*, 187(4), 573–585. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1326-8>
- Helgerud, J., Støren, Ø. & Hoff, J. *Are there differences in running economy at different velocities for well-trained distance runners?* *Eur J Appl Physiol* 108, 1099–1105 (2010). <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1218-z>
- Hermens H.J, Freriks B, Merletti R, Haegg G, Stegeman D, Blok Jet al, editors. (1999) *SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography*, ISBN: 90-75452-15-2: Roessingh Research and Development bv, 1999.
- Hermens H.J, Bart Freriks, Catherine Disselhorst - Klug. (2000) *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*; *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10; 361–374
- Hibbs AE, T. K. (2014). *Optimizing performance by improving core stability and core strength*. *Journal Medical Send to Sports Med*. 2008; 38 (12):995-1008.
- Hoogkamer, W., Kipp, S., Spiering, B. A., & Kram, R. (2016). *Altered Running Economy Directly Translates to Altered Distance-Running Performance*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(11), 2175–2180. doi:10.1249/mss.0000000000001012



- Hu, Z., Ren, L., Hu, D., Gao, Y., Wei, G., Qian, Z., & Wang, K. (2021). *Speed-Related Energy Flow and Joint Function Change During Human Walking*. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 9, 666428. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.666428>
- Kibler WB, (2006) *The role of core stability in athletic function*; *Sports Med*. 2006; 36(3):189-98.
- Koblbauer, I. F., van Schooten, K. S., Verhagen, E. A., & van Dieën, J. H. (2014). *Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners*. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(4), 419–424.
- Kobsar, D. (2019). *Validity of a novel method to measure vertical oscillation during running using a depth camera*. *Journal of Biomechanics*.
- Kyrolainen H, Belli A, Komi PV. (2001) *Biomechanical factors affecting running economy*. *Med Sci Sports Exerc.*; 33(8):1330 – 7
- Ian J. O Sullivan, Mark I. Johnson, Karen Hind, Sarah Breen & Peter Francis (2019): *Are changes in running economy associated with changes in performance in runners? A systematic review and meta-analysis*, *Journal of Sports Sciences*, DOI:10.1080/02640414.2019.1575177
- Jan Hoff, Oyvind Storen (2016); *Increased blood lactate level deteriorates Running economy in world class endurance Athletes*; *Journal of strength and conditioning research*; 30(5)/1373–1378; 2016
- Jim F. Schilling, P. (2013). *Effect of core strength and endurance training on performance in college students: Randomized pilot study*. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 278-290.
- Jones AM, Kirby BS, Clark IE, Rice HM, Fulkerson E, Wylie LJ, Wilkerson DP, Vanhatalo A, Wilkins BW. *Physiological demands of running at 2-hour marathon race pace*. *J Appl Physiol* (1985). 2021 Feb 1;130(2):369-379. doi: 10.1152/jappphysiol.00647.2020. Epub 2020 Nov 5. PMID: 33151776.
- Latorre, R. P. (2000). *Economis en la carrera de resistencia*. *Medicina de l'esport*, 25-35.
- Laurie Stickler, M. F. (2015). *Relationship between hip and core strength and frontal plane*. *Physical Therapy in Sport* 16, 66-71.
- Laverde, G. (2011). *Aptitud física y salud de corredores aficionados: una revisión documental*. *Hallazgos*, 215-235.
- Lee, S.-P., Bailey, J. P., Smith, J. A., Barton, S., Brown, D., & Joyce, T. (2018). *Adaptations of lumbar biomechanics after four weeks of running training with minimalist footwear and technique guidance: Implications for running-related lower back pain*. *Physical Therapy in Sport*, 29, 101–107.

- Lentini N, Cardey M, Aquilino G y Dolce P (2006). Estudio Somatotípico en Deportistas de Alto Rendimiento de Argentina. PubliCE. 0. <https://g-se.com/estudio-somatotipico-en-deportistas-de-alto-rendimiento-de-argentina-738-sa-D57cfb2717d0b4>
- Loja, H. G. (2013). *Determinación del somatotipo de atletas de la federación deportiva del azuay entre los 14-16 años de edad*. Cuenca, Ecuador: UNIVERSIDAD DE CUENCA - Escuela de cultura física.
- Lopes, AD, Hespanhol, LC, Yeung, SS y col. ¿Cuáles son las principales lesiones musculoesqueléticas relacionadas con la carrera? *Sports Med* 42, 891–905 (2012). <https://doi.org/10.1007/BF03262301>
- López-Valenciano, A.; Biviá-Roig, G.; Lisón, J.F. y Vera-García, F.J. (2013). *Electromyographic study of trunk flexion exercises on inclined board*. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* vol. 13 (52) pp. 657-671.
- Lorenz, D. S., Reiman, M. P., Lehecka, B. J., & Naylor, A. (2013). *What performance characteristics determine elite versus nonelite athletes in the same sport?* *Sports health*, 5(6), 542–547. <https://doi.org/10.1177/1941738113479763>
- Maas, De Bie, Vanfleteren, Hoogkamer & Vanwanseele (2017): *Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners*, *Sports Biomechanics*, DOI: 10.1080/14763141.2017.1347193
- Macadam P, Cronin J, Contreras B. (2015) *An examination of the gluteal muscle activity associated with dynamic hip abduction and hip external rotation exercise: a systematic review*. *Int J Sports Phys Ther*. 2015 Oct;10(5):573-91. PMID: 26491608
- Macpherson. Tom W, (2016); *Real-time measurement of pelvis and trunk kinematics during treadmill locomotion using a low-cost depth-sensing camera: A concurrent validity study*; *Journal of Biomechanics*; Volume 49, Issue 3, 8 February 2016, Pages 474-478
- Manning JT, LJ (1998) *La simetría y el rendimiento en corredores de media distancia*. *Int J Sports Med* 19: 205-209.
- Marc A, Sedeaud A, Guillaume M, Rizk M, Schipman J, Antero-Jacquemin J, Haida A, Berthelot G, Toussaint JF. (2016) *Marathon progress: demography, morphology and environment*. *J Sports Sci*. 2014; 32:524–532.
- Mendiguchia, Jurdan & Castaño, Adrián & Jimenez-Reyes, Pedro & Morin, Jean-Benoît & Edouard, Pascal & Conceicao, Filipe & Dadoo, Jonas & Colyer, Steffi. (2021). *Can We Modify Maximal Speed Running Posture? Implications for Performance and Hamstring Injury Management*. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 10.1123/ijsp.2021-0107.
- Micheli., D. B. (1988). *Lesiones por Sobreuso en Atletas Jóvenes*. *Clinics in Sports Medicine*, 591-610.

- Millet, G. P., Jaouen, B., Borrani, F., & Candau, R. (2002). Effects of concurrent endurance and strength training on running economy and  $\dot{V}O_2$  kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(8), 1351–1359, doi: 10.1097/00005768-200208000-00018
- Mitchell, U. H., Johnson, A. W., Owen, P. J., Rantalainen, T., & Belavy, D. (2019). Transversus abdominis and multifidus asymmetry in runners measured by MRI: a cross-sectional study. *BMJ open sport & exercise medicine*, 5(1), e000556. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000556>
- Mohr, M., von Tscharnner, V., Nigg, S., & Nigg, B. M. (2021). Systematic reduction of leg muscle activity throughout a standard assessment of running footwear. *Journal of Sport and Health Science*. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.01.003>
- Moore I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 46(6), 793–807. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>
- Mooses, M., Haile, D. W., Ojiambo, R., Sang, M., Mooses, K., Lane, A. R., & Hackney, A. C. (2018). Shorter Ground Contact Time and Better Running Economy. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1. doi:10.1519/jsc.0000000000002669
- Morley, J. J., & Traum, E. (2018). The effects of dorso-lumbar motion restriction on EMG activity of selected muscles during running. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(1), 166–177.
- Morley, J. J. (2019). The effects of dorso-lumbar motion restriction on energy use and center of mass movement during running. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*.
- Mulligan M, Adam G, Emig T (2018) A minimal power model for human running performance. *PLoS ONE* 13(11): e0206645. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206645>
- Nagahara R, Matsubayashi T, Matsuo A, Zushi K. Kinematics of the thorax and pelvis during accelerated sprinting. *J Sports Med Phys Fitness*. 2018 Sep;58(9):1253-1263. doi: 10.23736/S0022-4707.17.07137-7. Epub 2017 Apr 28. PMID: 28462572.
- Nagamachi A, Ikata T, Katoh S, Morita T. Spectral analysis of erector spinae muscle surface electromyography as an index of exercise performance in maximal treadmill running. *J Med Invest*. 2000 Feb;47(1-2):29-35. PMID: 10740977.
- Nicol C, Avela J, Komi PV. (2006) The stretch-shortening cycle: a model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. *Sports Med.*; 36(11):977–99.
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187–201. doi:10.1016/j.csm.2011.10.001
- Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998 Jan 1;7(1):77-95. doi: 10.1016/s0966-6362(97)00038-6. PMID: 10200378.

- Nummela A, Keränen T, Mikkelsen LO. (2007); *Factors related to top running speed and economy. Int J Sports Med.* 2007; 28 (8):655–61.
- Nummela, A.T., Paavolainen, L.M., Sharwood, K.A. et al. *Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. Eur J Appl Physiol* 97, 1 (2006). <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0147-3>
- Ogueta-Alday, J.C. Morante, (2011) *Influencia de los parámetros biomecánicos en el rendimiento y la economía de corredores de fondo aficionados; Biomecánica, Vol.19, 2011, pp 17-27*
- Ogueta-Alday, A., y García-López, J. (2016). *Factores que afectan al rendimiento en carreras de fondo. RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte.* 45(12), 278-308. <http://dx.doi.org/10.5232/ricyde2016.04505>
- Ogueta-Alday, A. (2018). *Similarities and differences among half-marathon runners according to their performance level. PLoS ONE.*
- Osamu Wada, Hiroshige Tateuchi, Noriaki Ichihashi, (2014); *The correlation between movement of the center of mass and the kinematics of the spine, pelvis, and hip joints during body rotation, Gait & Posture, Volume 39, Issue 1, 2014, Pages 60-64, ISSN 0966-6362, https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.030.*
- Overstreet BS, Bassett Jr DR, Crouter SE, Rider BC, Parr BB. (2017) *Portable open-circuit spirometry systems. J Sports Med Phys Fitness; 57:227 - 37. Doi: 10.23736/S0022-4707.16.06049-7*
- Paillard, T. (2012). *Effects of general and local fatigue on postural control: A review. Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 36(1), 162–176. doi:10.1016/j.neubiorev.2011.05.009*
- Perez Suarez I, Martín\_rincón M, Gonzalez-henriquez J, Fezzardi C, Perez-regalado S, Galván\_álvarez V, Juan-habib J, Morales-alamo D and Calbet JL, (2018) *Accuracy and precision of the COSMED K5 portable analyser. Front. Physiol. 9:1764. doi:10.3389/fphys.2018.01764*
- Perpiñá Martínez, S. (2017). *Fiabilidad del sistema inercial durante el análisis biomecánico de la carrera a pie en triatletas: establecimiento del patrón cinemático normativo. Moncada (Valencia): Universidad CEU Cardenal Herrera, Facultad de Ciencias de la Salud, Departamento de Fisioterapia.*
- Pirri, C., Todros, S., Fede, C., Pianigiani, S., Fan, C., Foti, C., Pavan, P. (2019). *Inter-rater reliability and variability of ultrasound measurements of abdominal muscle and fascia thickness. Clinical Anatomy. doi:10.1002/ca.23435*
- Pizzuto, F., de Oliveira, C. F., Soares, T. S. A., Rago, V., Silva, G., & Oliveira, J. (2019). *Relationship Between Running Economy and Kinematic Parameters in Long-Distance Runners. Journal of Strength and Conditioning Research, 33(7), 1921–1928. doi:10.1519/jsc.0000000000003040*

- Ramírez-Góngora, M. d. (2016). *Behavioral risk factors and readiness in amateur marathon runners 18-64 years of age in Bogotá, Colombia 2014*. *Cad. Saúde Pública, Rio de Janeiro*, 32(4).
- Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2018). *Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness*. *Journal of Biomechanics*, 67, 98–105. doi:10.1016/j.jbiomech.2017.11.037
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). *The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability*. *Journal of athletic training*, 37(1), 71–79.
- Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. (2004) *Factors affecting running economy in trained distance runners*. *Sports Med*; 34(7):465–85.
- Segarra, V. (2014). *Core y sistema de control neuro-motor: mecanismos básicos para la estabilidad del raquis lumbar*. *Rev Bras Educ Fís Esporte*.
- Shaw, A. J., Ingham, S. A., & Folland, J. P. (2014). *The Valid Measurement of Running Economy in Runners*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(10), 1968–1973. doi:10.1249/mss.0000000000000311
- Smoliga James M; (2017) *What is running economy? A clinician's guide to key concepts, applications and myths*; *Br J Sports Med* 2017 51: 831-832, doi: 10.1136/bjsports-2016-096159
- Stöggel, T., & Wunsch, T. (2016). *Biomechanics of Marathon Running*. *Marathon Running: Physiology, Psychology, Nutrition and Training Aspects*, 13–45. Doi: 10.1007/978-3-319-29728-6\_2
- Szu-Ping Lee, J. P. (2016). *Adaptations Of Lumbar Biomechanics After A Four-Week Running Training With Minimalist Footweartechiniques: Implications For Running-Related Lower Back Pain*. *Physical Therapy in Sport*.
- Tartaruga, M. P., Brisswalter, J., Peyré-Tartaruga, L. A., Ávila, A. O. V., Alberton, C. L., Coertjens, M., ... Krueel, L. F. M. (2012). *The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners*. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 83(3), 367–375. doi:10.1080/02701367.2012.10599870
- Tateuchi, H., Taniguchi, M., Mori, N., & Ichihashi, N. (2012). *Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension*. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(3), 391–397.
- Teng HL, Powers CM. *Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running*. *Med Sci Sports Exerc*. 2015 Mar;47(3):625-30. doi: 10.1249/MSS.0000000000000436. PMID: 25003780.

- Tong TK, Wu S, Nie J, Baker JS, Lin H. (2014) *The occurrence of core muscle fatigue during high-intensity running exercise and its limitation to performance: the role of respiratory work.* *J Sports Sci Med.* 2014 May 1;13(2):244-51. PMID: 24790475; PMCID: PMC3990875.
- Van den Tillaar, R., & Saeterbakken, A. H. (2018). *Comparison of Core Muscle Activation Between a Prone Bridge and 6-RM Back Squats.* *Journal of Human Kinetics*, 62(1), 43–53. Doi: 10.1515/hukin-2017-0176
- Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M., & Koes, B. W. (2007). *Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review.* *British journal of sports medicine*, 41(8), 469–480. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033548>
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2008). *Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners.* *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(6), 691–697. doi:10.1111/j.1600-0838.2007.00768.x
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2010). *MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women.* *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 10–16. doi:10.1016/j.jelekin.2009.03.010
- Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2011). *Abdominal muscle activation changes if the purpose is to control pelvis motion or thorax motion.* *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 893–903. doi:10.1016/j.jelekin.2011.08.003
- Vera-García. (2015). *Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento.* *Rev Andal Med Deporte*, 130-137.
- Vernillo G, Schena F, Berardelli C, Rosa G, Galvani C, Maggioni M, Agnello L, La Torre A (2013) *Anthropometric characteristics of top-class Kenyan marathon runners.* *J Sports Med Phys Fitness* 53(4):403–408
- Vicon Motion Systems Ltd. (2017). *Plug-in Gait Reference.* Oxford: Vicon Motion Systems Ltd.
- Villarroya MA. (2005) *Electromiografía cinesiológica.* *Rehab.* 2005; 39:255-64
- Vleeming, A., Schuenke, M. D., Masi, A. T., Carreiro, J. E., Danneels, L., & Willard, F. H. (2012). *The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications.* *Journal of anatomy*, 221(6), 537–567. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2012.01564.x>
- Waldhelm, A., & Li, L. (2012). *Endurance tests are the most reliable core stability related measurements.* *Journal of Sport and Health Science*, 1(2), 121–128. doi:10.1016/j.jshs.2012.07.007

Wang, Ran et al. "Evaluation of Electromyographic Frequency Domain Changes during a Three-Minute Maximal Effort Cycling Test." *Journal of sports science & medicine* vol. 14,2 452-8. 8 May. 2015

Wasserman K., Whipp B. J., Koys S. N., Beaver W. L. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J. Appl. Physiol.* 35, 236–243. 10.1152/jappl.1973.35.2.236

Williams, K. R. (2007). Biomechanical Factors Contributing to Marathon Race Success. *Sports Medicine*, 37(4), 420–423. doi:10.2165/00007256-200737040-00038

Willy, Richard W; (2018) Innovations and pitfalls in the use of wearable devices in the prevention and rehabilitation of running related injuries; *Physical Therapy in Sport; Volume 29, January 2018, Pages 26-33*

Wolf Schamberger, M. (2016). Malalignment Syndrome in Runners. *Phys Med Rehabil Clin*, 237–317.

## **ANEXO A: CONSENTIMIENTO INFORMADO**

PARA LOS PARTICIPANTES EN EL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN:

*ASOCIACION ENTRE LA ACTIVACION MUSCULAR DEL CORE, VARIABLES CINEMATICAS Y ECONOMIA DE CARRERA, EN ATLETAS DE FONDO*

Este documento de consentimiento informado tiene dos partes, información y formulario de consentimiento, cada participante obtendrá copia de este documento completo y firmado.

Éste es un documento llamado Consentimiento Informado, donde los deportistas aceptan participar en el estudio y nosotros como Grupo de Investigación, conformado por profesionales de la salud en áreas de medicina, fisioterapia y nutrición, nos comprometemos a garantizar las condiciones descritas en detalle de este documento.

### **OBJETIVO**

El objetivo de esta investigación es determinar asociaciones entre el funcionamiento de musculatura abdominal y espalda baja (*zona lumbar*), variables biomecánicas del tronco y la pelvis (*inclinación y rotaciones*) y la energía necesaria para mantener una velocidad de carrera similar a la de competencia en atletas de fondo.

### **JUSTIFICACIÓN**

La importancia de este trabajo radica en la escasa información sobre la biomecánica en corredores de fondo colombiano, y análisis de variables cinemáticas del tronco y la pelvis con el comportamiento muscular del abdomen y la espalda baja durante la ejecución de carrera a velocidades cercanas o similares a la de competencia. Es importante describir y analizar al atleta individualmente, conocer su máxima velocidad de competencia para establecer si hay un exceso en la utilización de energía o lo realiza de manera óptima.

### **DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO**

En el estudio participaran deportistas que cumplan con las condiciones requeridas para su segura participación durante la investigación. Se realizarán una serie de evaluaciones: examen general y pruebas físicas relacionadas con la aptitud y rendimiento deportivo. Estas evaluaciones se realizarán en las instalaciones de la Fundación Universitaria del Área Andina; dependiendo de las mediciones a realizar se informará las condiciones y horario específico. Los deportistas asistirán a dos sesiones donde se realizarán los procedimientos descritos a continuación.



1. Se aplicará una encuesta para recolectar datos personales de su historia deportiva, edad deportiva, características del entrenamiento, lesiones, competencia fundamental y marcas personales, entre otros.
2. Se realizará evaluación antropométrica y de composición corporal mediante medidas de talla, peso corporal, perímetros, diámetros y pliegues cutáneos de la piel.
3. Determinación del consumo máximo de oxígeno y máxima velocidad de carrera sin presentar fatiga extenuante, mediante un test de ejercicio incremental hasta la fatiga en banda sin fin.
4. Para la segunda sesión se realizará un test de ejercicio sub máximo sobre una banda sin fin, simultáneamente se efectuará una evaluación biomecánica y de electromiografía superficial en los músculos del abdomen y espalda baja; al inicio de estas evaluaciones se procederá a la ubicación de sensores y biomarcadores sobre la piel. El propósito es medir y evaluar múltiples variables fisiológicas y biomecánicas para explicar cuáles deportistas presentan mejor economía de carrera o utilizan menos energía para correr a su velocidad de competencia.
5. Entrega de perfil individual de salud y rendimiento: Resultados, análisis y recomendaciones.

## **BENEFICIOS DE LA PARTICIPACIÓN**

A través de las diferentes evaluaciones mencionadas, el deportista y los investigadores tendrán conocimiento acerca de su condición física, con base en todas las variables fisiológicas y biomecánicas evaluadas. Además, esta información se puede utilizar para la periodización de entrenamientos, control, seguimiento y optimización del rendimiento deportivo.

## **MOLESTIAS Y RIESGOS DURANTE SU PARTICIPACIÓN**

Esta es una investigación de riesgo mínimo. Durante la realización de cualquier actividad física puede producirse ciertos riesgos como respuestas anormales al esfuerzo y al ejercicio, desmayos, mareos y falta de aire. No obstante, se garantizarán todas las precauciones para minimizar la incidencia de tales fenómenos. Se contará con personal entrenado disponible para hacer frente a estas situaciones en el caso de que se produzcan.

## PREGUNTAS E INFORMACIÓN

Cualquier nueva información referente a las pruebas realizadas, que se descubra mientras dure la participación en esta investigación, será debidamente explicada. En caso de dudas sobre el estudio y los procedimientos el deportista podrá contactar a los investigadores:  
Ft. Jhony González Ortiz, jhogonzalezor@unal.edu.co. / Celular: 312 567 5777

## CONFIDENCIALIDAD Y PRIVACIDAD

Los resultados de las mediciones se manejarán con la más estricta garantía de confidencialidad y se operarán exclusivamente a la investigación. La información y resultados obtenidos del estudio serán utilizados para la presente investigación, si usted lo autoriza para publicaciones futuras, se utilizará de manera correcta. En todo momento se protegerá la identidad de los participantes; así mismo estos datos serán de acceso exclusivo para los investigadores del estudio.

He leído y comprendido este documento y no tengo ninguna duda con respecto a su contenido, puesto que he tenido la oportunidad de preguntar y ser debidamente informado. Y consiento voluntariamente mi participación y entiendo el derecho de retiro voluntario de la investigación en cualquier momento.

Yo \_\_\_\_\_ acepto participar en la investigación aquí mencionada y estoy de acuerdo a las condiciones expuestas anteriormente.

*Firma:* \_\_\_\_\_ *C.C.* \_\_\_\_\_

*Correo Electrónico:* \_\_\_\_\_

*Fecha* \_\_\_\_\_

*Teléfono:* \_\_\_\_\_

*Testigo*

*Nombre:* \_\_\_\_\_

*Firma:* \_\_\_\_\_

*Fecha:* \_\_\_\_\_

*Investigador*



*Nombre:* \_\_\_\_\_

*Firma:* \_\_\_\_\_

*Fecha:* \_\_\_\_\_

## ANEXO B: APLICACIÓN DE FORMATO DE HISTORIA DEPORTIVA

<b>HISTORIA DEPORTIVA</b>				
Nombre:				
Deporte / Modalidad:		<b>MARCAS y PRUEBAS (km)</b>		
Edad:		<i>Distancia</i>	<i>Distancia</i>	<i>Distancia</i>
Edad deportiva:		<i>Marca 1</i>	<i>Marca 2</i>	<i>Marca 3</i>
<b>CARACTERÍSTICAS DEL ENTRENAMIENTO EN RESISTENCIA</b>				
<i>Frecuencia</i>	<i>Volumen</i>	<i>Intensidad</i>	<i>Densidad</i>	<i>Método</i>
<i>Describe una sesión</i>				
<b>CARACTERÍSTICAS DEL ENTRENAMIENTO EN VELOCIDAD</b>				
<i>Frecuencia</i>	<i>Volumen</i>	<i>Intensidad</i>	<i>Densidad</i>	<i>Método</i>
<i>Describe una sesión</i>				
<b>CARACTERÍSTICAS DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA</b>				
<i>Frecuencia</i>	<i>Series</i>	<i>Repeticiones</i>	<i>Intensidad</i>	<i>Densidad</i>
<i>Describe una sesión</i>				
<b>CARACTERÍSTICAS DEL ENTRENAMIENTO DE PLIOMETRÍA</b>				
<i>Frecuencia</i>	<i>Series</i>	<i>Repeticiones</i>	<i>Intensidad</i>	<i>Densidad</i>
<i>Describe una sesión</i>				

<b>CARACTERÍSTICAS DEL ENTRENAMIENTO DE CORE</b>				
<i>Frecuencia</i>	<i>Series</i>	<i>Repeticiones</i>	<i>Intensidad</i>	<i>Densidad</i>
<i>Describe una sesión</i>	 <p>A collection of 18 illustrations showing different core exercises. The exercises include: 1. Plank (labeled 'Adopta'), 2. Side plank (labeled 'Flexión'), 3. Dead bug, 4. Bird dog, 5. Back extension on a bench, 6. Side plank with leg lift, 7. Plank with shoulder tap, 8. Side plank with hip lift, 9. Dead bug with alternating leg lifts, 10. Bird dog with alternating leg lifts, 11. Back extension on a bench with leg lift, 12. Side plank with leg lift, 13. Plank with shoulder tap, 14. Side plank with hip lift, 15. Dead bug with alternating leg lifts, 16. Bird dog with alternating leg lifts, 17. Back extension on a bench with leg lift, 18. Side plank with leg lift. A watermark '#130364803' is visible in the bottom right corner of the illustration set.</p>			
<b>CARACTERÍSTICAS DEL ENTRENAMIENTO EN FLEXIBILIDAD</b>				
<i>Frecuencia</i>	<i>Series</i>	<i>Repeticiones</i>	<i>Intensidad</i>	<i>Densidad</i>
<i>Describe una sesión</i>	 <p>A collection of 18 illustrations showing different flexibility exercises. The exercises include: 1. Hamstring stretch (seated), 2. Hip flexor stretch (seated), 3. Back stretch (standing), 4. Hamstring stretch (standing), 5. Hip flexor stretch (standing), 6. Back stretch (seated), 7. Hamstring stretch (seated), 8. Hip flexor stretch (seated), 9. Back stretch (standing), 10. Hamstring stretch (standing), 11. Hip flexor stretch (standing), 12. Back stretch (seated), 13. Hamstring stretch (seated), 14. Hip flexor stretch (seated), 15. Back stretch (standing), 16. Hamstring stretch (standing), 17. Hip flexor stretch (standing), 18. Back stretch (seated). A watermark '#230801338' is visible in the bottom right corner of the illustration set.</p>			

<b>INFORMACION SOBRE LESIONES DEPORTIVAS</b>				
<b>¿Cuántas lesiones ha sufrido durante el último año?</b>				
<i>Ninguna</i>	<i>1</i>	<i>2</i>	<i>3</i>	<i>4 o más</i>
<b>¿En qué segmento de su cuerpo presentó o presenta la lesión?</b>				
<i>Cabeza</i>	<i>Cuello</i>	<i>Hombro</i>	<i>Brazo</i>	<i>Antebrazo</i>
<i>Codo</i>	<i>Muñeca</i>	<i>Mano</i>	<i>Pecho</i>	<i>Abdomen</i>
<i>Espalda</i>	<i>Cadera</i>	<i>Pelvis</i>	<i>Muslo</i>	<i>Rodilla</i>
<i>Pierna</i>	<i>Tobillo</i>	<i>Pie</i>		
<b>¿Qué tipo de lesión fue o es?</b>				
<ul style="list-style-type: none"> <li>○ <i>Esguince: elongación excesiva de los ligamentos con o sin rotura</i></li> <li>○ <i>Tendinopatía: inflamación del tendón</i></li> <li>○ <i>Bursitis: inflamación de la bursa</i></li> <li>○ <i>Lesiones musculares benignas: contusión, espasmo, contractura, elongación.</i></li> <li>○ <i>Lesiones musculares malignas: desgarro, ruptura.</i></li> <li>○ <i>Fracturas</i></li> <li>○ <i>Luxación: separación permanente de dos superficies articulares</i></li> <li>○ <i>Lesiones Cartilaginosas: Hernias, capsulitis adhesivas, condromalasia, cartilago articular, meniscos, etc.</i></li> <li>○ <i>No especificada o no diagnosticada</i></li> </ul>				
<b>¿Cuántos días de ausencia en su entrenamiento tuvo a causa de la lesión?</b>				
<i>1 a 3 días</i>	<i>4 a 7 días</i>	<i>8 a 28 días</i>	<i>Más de 28 días</i>	
<b>¿Cuál fue la atención medica que usted recibió después de su lesión?</b>				
<ul style="list-style-type: none"> <li>○ <i>Examen y dado de alta</i></li> <li>○ <i>Tratamiento farmacológico y seguimiento</i></li> <li>○ <i>Tratamiento quirúrgico</i></li> <li>○ <i>No atendido</i></li> <li>○ <i>No consultó</i></li> </ul>				

## ANEXO C: POSICIONAMIENTO DE MARCADORES PLUG – IN GAIT

El participante debe presentarse con ropa adecuada, especialmente ropa ajustada y/o dejar al descubierto el tronco y mayor parte de sus extremidades, se colocan los marcadores en los puntos anatómicos específicos para la calibración del equipo, en primer lugar, se ubican los marcadores en prominencias óseas en sentido céfalo / caudal y posteriormente los que va alineados en tejidos blandos.

<i>Pelvis marker placement</i>		
<i>Marker</i>	<i>Definition</i>	<i>Position on patient</i>
SACR	Sacral	<i>On the skin mid-way between the posterior superior iliac spines (PSIS) and positioned to lie in the plane formed by the ASIS and PSIS points.</i>
LASI	Left ASIS	<i>Left anterior superior iliac spine.</i>
RASI	Right ASIS	<i>Right anterior superior iliac spine.</i>
LPSI	Left PSIS	<i>Left posterior superior iliac spine (immediately below the sacro-iliac joints, at the point where the spine joins the pelvis).</i>
RPSI	Right PSIS	<i>Right posterior superior iliac spine (immediately below the sacro-iliac joints, at the point where the spine joins the pelvis).</i>
<i>Left lower limb markers</i>		
LTHI	Left thigh	<i>Over the lower lateral 1/3 surface of the left thigh.</i>
LKNE	Left knee	<i>On the flexion-extension axis of the left knee.</i>
LTIB	Left tibia	<i>Over the lower 1/3 surface of the left shank.</i>
LANK	Left ankle	<i>On the lateral malleolus along an imaginary line that passes through the transmalleolar axis.</i>
LHEE	Left heel	<i>On the calcaneus at the same height above the plantar surface of the foot as the toe marker.</i>
LTOE	Left toe	<i>Over the second metatarsal head, on the mid-foot side of the equinus break between fore-foot and mid-foot.</i>
<i>Right lower limb markers</i>		
RTHI	Right Thigh	<i>Over the upper lateral 1/3 surface of the right thigh.</i>
RKNE	Right knee	<i>On the flexion-extension axis of the right knee.</i>
RTIB	Right tibia	<i>Over the upper 1/3 surface of the right shank.</i>

RANK	Right ankle	<i>On the lateral malleolus along an imaginary line that passes through the transmalleolar axis.</i>
RHEE	Right heel	<i>On the calcaneus at the same height above the plantar surface of the foot as the toe marker.</i>
RTOE	Right toe	<i>Over the second metatarsal head, on the mid-foot side of the equinus break between fore-foot and mid-foot.</i>
<b>Head markers</b>		
LFHD	Left front head	<i>Left temple</i>
RFHD	Right front head	<i>Right temple</i>
LBHD	Left back head	<i>Left back of head (defines the transverse plane of the head, together with the frontal markers).</i>
RBHD	Right back head	<i>Right back of head (defines the transverse plane of the head, together with the frontal markers).</i>
<b>Torso markers</b>		
C7	7th cervical vertebra	<i>On the spinous process of the 7th cervical vertebra.</i>
T10	10th thoracic vertebra	<i>On the spinous process of the 10th thoracic vertebra.</i>
CLAV	Clavicle	<i>On the jugular notch where the clavicles meet the sternum.</i>
STRN	Sternum	<i>On the xiphoid process of the sternum.</i>
<b>Left upper limb markers</b>		
LSHO	Left shoulder	<i>On the acromio-clavicular joint.</i>
*LUPA	Left upper arm	<i>On the upper lateral 1/3 surface of the left arm (Place asymmetrically with RUPA).</i>
LELB	Left elbow	<i>On the lateral epicondyle.</i>
*LFRM	Left forearm	<i>On the lower lateral 1/3 surface of the left forearm (Place asymmetrically with RFRM).</i>
LWRA	Left wrist marker A	<i>At the thumb side of a bar attached to a wristband on the posterior of the left wrist, as close to the wrist joint center as</i>

		<i>possible. Loose markers can be used but for better tracking of the axial rotations, a bar is recommended.</i>
LWRB	Left wrist marker B	<i>At the little finger side of a bar attached to a wristband on the posterior of the left wrist, as close to the wrist joint center as possible. Loose markers can be used but for better tracking of the axial rotations, a bar is recommended.</i>
LFIN	Left finger	<i>Just proximal to the middle knuckle on the left hand.</i>
<b>Right upper limb markers</b>		
RSHO	Right shoulder	<i>On the acromio-clavicular joint</i>
*RUPA	Right upper arm	<i>On the lower lateral 1/3 surface of the right arm (Place asymmetrically with LUPA).</i>
RELB	Right elbow	<i>On the lateral epicondyle approximating the elbow joint axis.</i>
*RFRM	Right forearm	<i>On the lower lateral 1/3 surface of the right forearm (Place asymmetrically with LFRM).</i>
RWRA	Right wrist marker A	<i>At the thumb side of a bar attached symmetrically with a wristband on the posterior of the right wrist, as close to the wrist joint center as possible.</i>
RWRB	Right wrist marker B	<i>At the little finger side of a bar attached symmetrically with a wristband on the posterior of the right wrist, as close to the wrist joint center as possible.</i>
RFIN	Right finger	<i>Just below the middle knuckle on the right hand</i>

Tabla 1. Ubicación de los marcadores. Fuente. Vicon Motion Systems Ltd. (2017)

La visualización de todos los marcadores debe verse como las siguientes figuras:

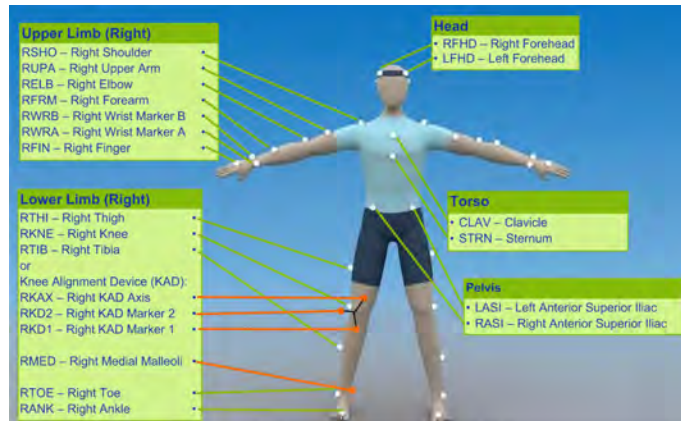


Figura 1. Marcadores vista frontal. Fuente. Vicon Motion Systems Ltd. (2017)



- Para la calibración se utilizan marcadores adicionales en:
  - Cóndilo interno del fémur derecho
  - Cóndilo interno del fémur izquierdo
  - Maléolo interno derecho
  - Maléolo interno izquierdo
- Análisis del tórax: La orientación del tórax se define como: eje Z, apuntando hacia arriba, se define como la dirección desde el punto medio de la STRN y T10 hasta el punto medio de CLAV y C7. La segunda dirección que apunta hacia adelante es el punto medio de C7 y T10 al punto medio de CLAV y STRN.
- Análisis de la pelvis: Primero, el sistema de coordenadas del segmento de la pelvis se define a partir de los marcadores de la cintura, se toma como origen el punto medio de los dos marcadores de ASIS. El eje dominante, tomado como el Eje Y, es la dirección desde el marcador de RASI al marcador de LASI. Segundo, la dirección se toma desde el marcador del sacro hacia el marcador de RASI. Si no hay trayectoria del marcador sacro, se utilizan los marcadores posteriores. Si ambos son visibles, se utiliza la media; si solo uno es visible, entonces ese es usado. La dirección Z es generalmente hacia arriba, perpendicular a este plano, y el eje X generalmente hacia delante. (Baker, 2017)
- La posición y la escala de la pelvis está determinada por los dos marcadores de ASIS, ya que determinan el origen de la orientación coronal de la pelvis. Los marcadores del sacro posterior (o marcadores PSIS) determinan solo la inclinación anterior de la pelvis. Es importante que estos sean lo más precisos posible, ya que afectan el análisis de segmentos del miembro inferior.

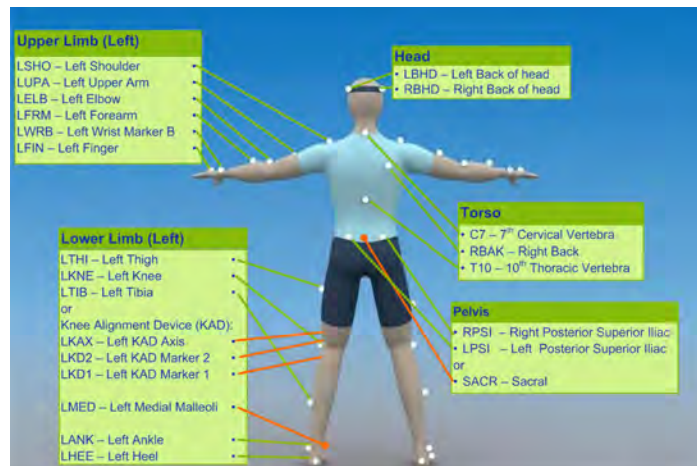


Figura 10. Marcadores vista posterior. Fuente. Vicon Motion Systems Ltd. (2017)

## ANEXO D: RECOMENDACIONES “SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES” PARA LA UBICACIÓN DE SENSORES

Ubicación de los sensores según recomendaciones de la SENIAM:

<b><i>Muscle</i></b>	
Name	<i>Erector Spinae</i>
Subdivision	<i>Longissimus</i>
<b><i>Muscle Anatomy</i></b>	
Origin	<i>In lumbar region is blended with iliocostalis lumborum, posterior surfaces of transverse and accessory processes of lumbar vertebrae, and anterior layer of thoracolumbar fascia.</i>
Insertion	<i>By tendons into tips of transverse process of all thoracic vertebrae, and by fleshy digitations into lower 9 or 10 ribs between tubercles and angles.</i>
Function	<i>Extension</i>
<b><i>Recommended sensor placement procedure</i></b>	
Starting posture	<i>Prone with the lumbar vertebral columns slightly flexed.</i>
Electrode size	<i>Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.</i>
Location	<i>The electrodes need to be placed at 2 finger width lateral from the proc. spin. of L1.</i>
Orientation	<i>Vertical</i>
Reference electrode	<i>On the proc. spin. of C7.</i>
Clinical test	<i>Lifting the trunk from a prone position.</i>
Remarks	<i>The SENIAM guidelines include a separate sensor placement procedure for the erector spinae iliocostalis muscle.</i>

Tabla 1. Ubicación de electrodo para Erector Spinae Longissimus. Fuente. SENIAM.

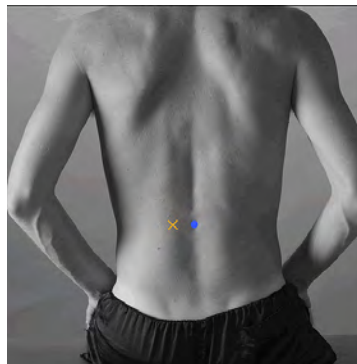


Figura 1. Ubicación de electrodo para Erector Spinae. Fuente. SENIAM.

<b>Muscle</b>	
Name	<i>Gluteus</i>
Subdivision	<i>Maximus</i>
<b>Muscle Anatomy</b>	
Origin	<i>Posterior gluteal line of ilium ad portion of bone superior and posterior to t, posterior surface of lower part of sacrum, side of coccyx, aponeurosis of erector spinea, sacrotuberous ligament and gluteal aponeurosis.</i>
Insertion	<i>Larger proximal portion and superficial fibres of distal portion of muscle into iliotibial tract of fascia lata. Deeper fibres of distal portion into gluteal tuberosity of femur.</i>
Function	<i>Extends, laterally rotates and lower fibres assist in adduction of the hip joint. The upper fibres assist in adduction. Through its insertion into the iliotibial tract, helps to stabilise the knee in extension.</i>
<b>Recommended sensor placement procedure</b>	
Starting posture	<i>Prone position, lying down on a table.</i>
Electrode size	<i>Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.</i>
Location	<i>The electrodes need to be placed at 50% on the line between the sacral vertebrae and the greater trochanter. This position corresponds with the greatest prominence of the middle of the buttocks well above the visible bulge of the greater trochanter.</i>
Orientation	<i>In the direction of the line from the posterior superior iliac spine to the middle of the posterior aspect of the thigh</i>
Reference electrode	<i>On the proc. spin. of C7 or on / around the wrist or on / around the ankle.</i>
Clinical test	<i>Lifting the complete leg against manual resistance.</i>
Remarks	<i>The SENIAM guidelines include also a separate sensor placement procedure for the gluteus medius muscle.</i>

Tabla 2. Ubicación de electrodo para Gluteus Maximus. Fuente. SENIAM.

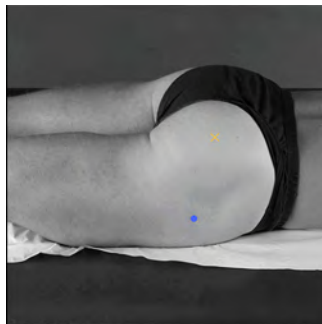


Figura 2. Ubicación de electrodo para Gluteus Maximus. Fuente. SENIAM.

<b>Muscle</b>	
Name	<i>Internal oblique</i>
<b>Muscle Anatomy</b>	
Origin	<i>Lateral half of the inguinal ligament, the middle lip of the iliac crest, and the lumbodorsal (thoracolumbar) fascia</i>
Insertion	<i>Pubis, inferior border of the lower three of four ribs (9,10-12), the línea alba, the aponeurosis fuses with the external oblique to form the rectus sheath.</i>
Function	<i>Bilaterally: Compresses abdominal viscera and flexes (bends) the spine, Unilaterally: laterally flexes and rotates the spine to the same side.</i>
<b>Recommended sensor placement procedure</b>	
Starting posture	
Electrode size	<i>Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.</i>
Location	<i>Halfway between the anterior superior iliac spine of the pelvis and the midline, just superior to the inguinal ligament.</i>
Orientation	
Clinical test	<i>Lower trunk bending: subject maintained a right and left side bridge position (Kavcic et al., 2004) while maximally resisted downward pressure on the pelvis was applied by the experimenter.</i>
Remarks	

Tabla 3. Ubicación de electrodo para internal oblique. Fuente. (Vera, 2010)

<b>Muscle</b>	
Name	<i>External oblique</i>
<b>Muscle Anatomy</b>	
Origin	<i>Sternum, external surfaces and inferior borders of the lower eight ribs (5 - 12)</i>
Insertion	<i>Pubis, línea alba via an aponeurosis and the iliac crest.</i>
Function	<i>Bilaterally: Compresses abdomen and flexes (bends) the spine, Unilaterally: laterally flexes trunk to same side and rotates to the opposite side.</i>
<b>Recommended sensor placement procedure</b>	
Starting posture	
Electrode size	<i>Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.</i>
Electrode distance	<i>20 mm.</i>
Location	<i>Lateral aspect of EO (LEO), approximately 3 cm anterior to and mid-way along a line drawn from the lateral pelvic crest to the lateral lower ribcage; medial aspect of EO (MEO), approximately 15 cm lateral to the umbilicus.</i>
Orientation	

<i>Reference electrode</i>	
<i>Clinical test</i>	<i>Upper trunk bending right, and left: subject attempted to side bend the upper trunk in the frontal plane while she was in a side lying position, with the knees bent and strapped with a belt, and thorax and arms were manually braced by the experimenter.</i>
<b>Remarks</b>	

Tabla 4. Ubicación de electrodo para external oblique. Fuente. (Vera, 2010)

<b>Muscle</b>	
<i>Name</i>	<i>Rectus abdominis</i>
<b>Muscle Anatomy</b>	
<i>Origin</i>	<i>Crest of the pubis and pubic tubercle; front of pubis symphysis</i>
<i>Insertion</i>	<i>Pubis, cartilages of the 5, 6 and 7 ribs, xiphoid process.</i>
<i>Function</i>	<i>Flexes vertebral column, tenses abdominal Wall, compresses abdominal viscera</i>
<b>Recommended sensor placement procedure</b>	
<i>Starting posture</i>	
<i>Electrode size</i>	<i>Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.</i>
<i>Electrode distance</i>	<i>20 mm.</i>
<i>Location</i>	<i>In the approximate centre of the lowermost section of the muscle belly.</i>
<i>Orientation</i>	
<i>Reference electrode</i>	
<i>Clinical test</i>	<i>Lower trunk flexion: subject attempted to flex the lower trunk in the sagittal plane while she was in a supine lying position, but with knees and hips both bent to approximately 90°. Her thorax was strapped down with a belt and her legs were manually braced by the experimenter.</i>
<b>Remarks</b>	

Tabla 5. Ubicación de electrodo para rectus abdominis. Fuente. (Vera, 2010)

**ANEXO E: REGISTRO EVALUACIÓN ANTROPOMETRICA**

<b>REGISTRO DATOS COMPOSICION CORPORAL</b>			
<i>Nombre:</i>			
<i>Edad:</i>		<i>Fecha:</i>	
<b>VARIABLES</b>		<b>RESULTADO</b>	<b>Score - Z</b>
BÁSICOS	<i>Peso (kg)</i>		
	<i>Talla (cm)</i>		
	<i>Talla sentado (cm)</i>		
DIAMETROS (cm)	<i>Biacromial</i>		
	<i>Tórax transverso</i>		
	<i>Tórax Anteroposterior</i>		
	<i>Bi-iliocrestídeo</i>		
	<i>Humeral (biepicondilar)</i>		
	<i>Femoral (biepicondilar)</i>		
PERIMETROS (cm)	<i>Cabeza</i>		
	<i>Brazo relajado</i>		
	<i>Brazo Flexionado en Tensión</i>		
	<i>Antebrazo</i>		
	<i>Tórax Meso esternal</i>		
	<i>Cintura (mínima)</i>		
	<i>Caderas (máxima)</i>		
	<i>Muslo (superior)</i>		
	<i>Muslo (medial)</i>		
	<i>Pantorrilla (máxima)</i>		
PLIEGUES CUTANEOS (mm)	<i>Tríceps</i>		
	<i>Subescapular</i>		
	<i>Supra espinal</i>		
	<i>Abdominal</i>		
	<i>Muslo (medial)</i>		
	<i>Pantorrilla</i>		
<b>RESULTADOS</b>			
<b>COMPONENTE</b>	<b>PORCENTAJE</b>	<b>PESO</b>	<b>Score - Z</b>
<i>Masa Adiposa</i>			
<i>Masa Muscular</i>			
<i>Masa Residual</i>			
<i>Masa Ósea</i>			
<i>Masa de la piel</i>			
<i>Masa Total</i>			
<i>Suma de 6 pliegues</i>			
<i>IMC</i>			

## ANEXO F: REGISTRO EVENTO ADVERSO

INFORMACION DEL DEPORTISTA			
<i>Nombre:</i>		<i>Identificación:</i>	
<i>Edad:</i>		<i>EPS:</i>	
<i>Fecha del evento</i>	<i>Fecha de reporte</i>	<b>DESCRIPCIÓN DEL EVENTO</b>	
<b>DETECCIÓN DEL EVENTO</b>		<b>CLASIFICACIÓN DEL EVENTO</b>	
<i>Antes</i>		<i>Evento leve</i>	
<i>Durante</i>		<i>Evento moderado</i>	
<i>Después</i>		<i>Evento severo</i>	
GESTIÓN REALIZADA			
Causa probable del evento			
Acciones correctivas			
INFORMACIÓN DE QUIEN REPORTA EL EVENTO			
<i>Nombre:</i>			
<i>Identificación:</i>		<i>Teléfono:</i>	
<i>Profesión:</i>		<i>Celular:</i>	
<i>Email:</i>			
<i>Fecha de Notificación:</i>		<i>Organización / Área a la que pertenece.</i>	
<p><i>NOTA: La información aquí contenida es de uso exclusivo de los investigadores y entidades a que haya lugar y se usará con fines epidemiológicos según la norma.</i></p>			

## **ANEXO G: PROTOCOLO DE BIOSEGURIDAD SEGÚN RECOMENDACIONES Y LINEAMIENTOS DEL MINISTERIO DE SALUD Y PROTECCIÓN SOCIAL DERIVADAS A CAUSA DE LA PANDEMIA POR CORONAVIRUS COVID – 19**

En procura de proteger a los profesionales en salud, investigadores y usuarios (deportistas), se desarrolla el siguiente protocolo general de bioseguridad, orientado a minimizar los factores que pueden generar la transmisión de la enfermedad COVID – 19; teniendo en cuenta las orientaciones y lineamientos ofrecidos por el Ministerio de Salud y Protección Social para las actividades económicas, sociales, administrativas y académicas. Por medio del cual, se da cumplimiento a las normas legislativas Decreto 539 de 2020 - Protocolos de bioseguridad durante el término de la emergencia sanitaria declarada por el Ministerio de Salud y Protección Social, con ocasión de la pandemia derivada del Coronavirus COVID-19, y la Resolución 666 de 2020 - Por medio del cual se adopta el protocolo general de bioseguridad para mitigar, controlar, evitar la propagación y realizar el adecuado manejo a la pandemia del coronavirus COVID-19. Durante la evaluación e intervención con los deportistas se tomarán las medidas pertinentes para cumplir con todas las precauciones estándar, entendiéndose como las prácticas de prevención de infecciones que debe aplicarse para cualquier atención a usuarios.

### **Preparación del Laboratorio de Investigación**

- Se instalará información sobre el protocolo de lavado de manos, protocolo higiene adecuada de las manos, protocolo de estornudo, no tocarse la cara y otras formas de saludar, (afiches, cartelera) en la entrada del laboratorio de investigación para instruir a los deportistas sobre las recomendaciones de protección respiratoria, distanciamiento físico e higiene de manos.
- Se dispondrá de un adecuado acceso a lavamanos con agua y jabón y/o suministro de elementos para higiene de manos para los investigadores y deportistas.
- Se definirá un área exclusiva fuera del laboratorio, con mecanismos seguros para guardar la ropa y accesorios de calle de los investigadores y deportistas, en procura de evitar la contaminación cruzada.
- En el laboratorio de investigación se evitará el menor número posible de personas, solamente deben estar presentes el ingeniero, dos investigadores y el deportista a evaluar.
- Los investigadores utilizarán ropa y calzado de uso exclusivo dentro del laboratorio, evitando utilizarlo en la calle y menos en el hogar.
- Las superficies que se tocan con frecuencia (pasamanos de la banda sin fin, sello de seguridad de la banda sin fin, tablero de control, escritorio, computador, accesorios



de mano, entre otros); serán sometidos a un proceso de limpieza y desinfección cada hora con productos a base de agua con hipoclorito o desinfectantes.

### **Preparación de los Equipos de Protección Personal (EPP)**

- Los deportistas que ingresen al laboratorio para su evaluación, deberán hacerlo haciendo uso de sus EPP, la ropa adecuada y la hidratación necesaria para el proceso de medición. Dejando sus accesorios y objetos personales en el guarda ropa.
- Los investigadores que tendrán contacto físico con los deportistas, debido a los procesos de ubicación y colocación de biomarcadores, sensores de electromiografía y máscara de ventilación durante la evaluación, harán uso de los siguientes EPP:
  - Traje de protección personal anti fluido (overol tipo A35) o bata anti fluido larga de manga larga. No necesita ser estéril. (Nivel de evidencia 4 y recomendación D)
  - Monogafas con protectores laterales o careta sellada para garantizar protección ocular. (Nivel de evidencia 4 y recomendación D).
  - Máscara respiratoria de alta eficiencia: respiradores con filtro (N95, FFP2). (Certificadas por INVIMA) (Nivel de evidencia 2++ y recomendación B).
  - Guantes de látex o nitrilo (Nivel de evidencia 2++ y recomendación B).

### **Uso de Elementos de Protección Personal – EPP**

- Los EPP deben colocarse antes de iniciar cualquier actividad probable de causar exposición y ser retirados únicamente después de estar fuera de la zona de exposición.
- Colocación de EPP: La correcta colocación de los EPP es fundamental para evitar posibles vías de entrada del agente biológico; igualmente importante es la retirada de los mismos para evitar el contacto con zonas contaminadas y/o dispersión del agente infeccioso.
- Realizar primero el debido y correcto lavado de manos.
- El primer elemento del EPP que se coloca - sobre el uniforme exclusivo para utilizar dentro del laboratorio, es el traje de protección personal anti fluidos (overol tipo A35) o la bata anti fluido larga de manga larga con cierre en la espalda. Selle la bata / el traje con los guantes. La bata/traje debe ser cambiada/o entre cada deportista.
- Proceda con la colocación de la máscara de protección de alta eficiencia: respiradores con filtro (N95 o FFP2) verificando que el clip de nariz de metal quede debidamente ajustado y apretando las correas para tener un ajuste firme y cómodo.
- Póngase las gafas de protección ocular tipo monogafas o careta, sobre las correas de la máscara y asegúrese de que la correa elástica textil quede bien ajustada, pero no demasiado apretada.

- Proceda a colocarse el guante en cada mano. Es importante extender cada guante para cubrir la muñeca sobre los puños de la bata.
- Revise que los guantes no se encuentren rotos para evitar filtraciones de secreciones u otro elemento que pueda favorecer el contagio. En caso de ruptura, realice el cambio. No permita que las manos estén descubiertas.
- Retiro de los EPP
- Una vez concluida la evaluación al deportista, realice el retiro de los EPP. Este es un paso crítico para evitar procesos de auto contaminación o de contaminación cruzada, toda vez que los EPP podrían estar contaminados.
- En primer lugar, realice el retiro de guantes son los primeros elementos que deben retirarse, por considerarse los elementos más contaminados.
- Antes de retirarlos use desinfectante de manos a base de alcohol. Para retirar el primer guante, pellizque y sosténgalo con el guante de la otra mano entre la palma y el área de la muñeca. Despegue el segundo guante de la muñeca hasta darle la vuelta y cubra los dedos. En el momento en que las dos manos queden semienguantadas, quítese el guante de una mano por completo agarrando la parte interior del guante y despegándolo de la mano, y haga lo mismo para la otra mano. Ahora que ambas manos están semienguantadas, quítese el guante de una mano por completo agarrando la parte interior del guante y despegándolo de la mano, y haga lo mismo para la mano restante medio enguantada usando la mano enguantada, mientras permanece agarrando la parte interior del guante.
- Deseche los guantes en una bolsa roja colocada en una caneca de riesgo biológico.
- Realice el lavado de las manos y use un nuevo par de guantes para continuar el procedimiento de retiro de los otros elementos del EPP.
- Retiro del traje/bata, como primera medida, desabróchelo y retíreselo. Ya abierta la bata, el trabajador de la salud se retira la bata agarrando la parte posterior de la bata y separándola del cuerpo, manteniendo la parte delantera contaminada hacia la parte interna.
- Retiro de gafas de protección, se debe colocar un dedo debajo de la correa elástica textil en la parte posterior de la cabeza y quitar las gafas. Se debe evitar tocar la parte delantera de las gafas. De no ser desechables deben colocarse en una bolsa o contenedor para desinfección.
- Retiro de la máscara respiratoria, retírela colocando un dedo o el pulgar debajo de las correas en la parte posterior. Debe desecharse después de retirarlo. Es importante evitar tocar el respirador con los guantes (excepto las correas elásticas) durante su extracción o retiro.
- Retiro del segundo juego de guantes, son los últimos elementos que deben retirarse. Previo al retiro use una solución a base de alcohol.
- Después de quitarse los guantes, realice el lavado e higiene de manos.

### **Procedimiento y utilización de equipos e instrumentos para la evaluación.**

- Antes de ingresar al laboratorio o iniciar con el proceso de evaluación, realizar el protocolo de lavado de manos.
- Asegurar que todos los deportistas estén afiliados al sistema de seguridad social integral, y así mismo, solicitar el cumplimiento de este requisito.
- No se permitirá el ingreso al laboratorio de deportistas que presenten síntomas de gripa, ni cuadros de fiebre igual o mayor a 38 °C.
- Si un deportista presenta síntomas de COVID-19 como fiebre, tos, dificultad para respirar se cumplirá con el siguiente procedimiento:
  - Comunicar a los investigadores principales y autoridades de la institución.
  - Verificar si está usando el tapabocas de manera adecuada y ubicarlo en una zona de aislamiento.
  - Asegurarse que el deportista reporte su caso a la EPS y a la secretaría de salud para que evalúen su estado de salud, entidades que determinarán si debe realizar un aislamiento preventivo en casa o dirigirse a un centro médico.
  - Su evaluación será cancelada y programada, en una fecha post aislamiento establecida por las entidades de salud.
- Preparar los materiales, equipos e instrumental a usar para cada evaluación.
- Realizar los procesos de limpieza, desinfección y esterilización según los protocolos establecidos por el laboratorio.
- Se debe limpiar y desinfectar con alcohol al 70 % de manera frecuente, todas las zonas, espacios, superficies comunes y todas las áreas comunes dentro del laboratorio.
- Se realizará procesos de limpieza y desinfección de superficies de forma previa y posterior a la evaluación de cada deportista.
- Se realizará limpieza y desinfección con alcohol al 70 % de forma inmediata, a los elementos y dispositivos utilizados en el laboratorio de contacto directo con los investigadores y deportistas. (Específicamente los biomarcadores y sensores)
- Durante la evaluación se debe mantener una distancia mínima de un metro con el deportista.
- No saludar de mano.
- Realizar lavado de manos: antes y después de entrar en contacto con el deportista y después de estar en contacto con los equipos e instrumentos.
- Realizar lavado de manos antes de colocarse y después de remover los elementos de protección personal (EPP). El no hacerlo anula la efectividad de estos.
- Evitar tocarse los ojos, nariz y la boca durante todo el proceso de evaluación.
- Se formalizará un monitoreo a la implementación, de los investigadores y deportistas en los procesos de uso, colocación y descarte de EPP.

- Se informará por medio de una bitácora las evaluaciones realizadas, el número de procesos de limpieza y desinfección, especificando la hora, suministros y tipo de desinfectante que se usó.

### **Mantenimiento, limpieza y desinfección de la máscara de ventilación.**

- La actual situación del coronavirus COVID-19 ha creado una gran preocupación con respecto al mejor método para la desinfección de las superficies y los dispositivos médicos. En el artículo *Infection Control Today (Best Approach to Disinfecting Surfaces Amid Novel Coronavirus Outbreak, Diamond, Frank, February 10, 2020*, establece unas recomendaciones que comprende el uso de tres soluciones de desinfección para instrumentos y ventiladores.
- Limpieza y desinfección del arnés: Lavar a mano con agua tibia y jabón suave, durante pocos minutos, enjuagar con agua y dejar secar al aire libre, alejado de la luz solar directa, ya que ésta lo puede deteriorar.
- Limpieza de la máscara: Desmontar la máscara en sus componentes, lavar con un gel suave que no contenga suavizantes, o en su defecto con lavavajillas que no contengan sustancias amoniacasas o cloradas. Aclarar con abundante agua tibia y secar minuciosamente. No usar soluciones con detergentes enzimáticos.
- Desinfección de la máscara: Se establecerá un proceso de desinfección de nivel intermedio (DNI): Se realiza utilizando agentes químicos que eliminan bacterias vegetativas, mycobacterium, virus y algunas esporas bacterianas. Aquí se incluyen el grupo de los fenoles, hipoclorito de sodio, el alcohol, la cetrimida, el grupo de amonios cuaternarios y otras asociaciones de principios activos.
- El proceso de desinfección de la máscara se puede realizar con alguno de estos tres elementos:
  - Agua oxigenada al 0,5 %
  - Hipoclorito sódico (blanqueador) al 0,1 %
  - Etanol del 62 % al 72 %
- Estas sustancias sirven para descontaminar superficies, han demostrado que son eficaces para el coronavirus humano, como el coronavirus del síndrome respiratorio agudo grave (SARS), el coronavirus del síndrome respiratorio de Medio Oriente (MERS) o los coronavirus humanos endémicos (HCoV) y se cree que cada solución debe ser eficaz contra el virus COVID-19.
- La limpieza y desinfección de la máscara de ventilación se realizará para cada proeso de evaluación de los deportistas.

## Bibliografía

Ministerio de Salud y Protección Social. *ABECÈ Nuevo Coronavirus (COVID-19) de China*. Disponible: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/PP/ET/abece-coronavirus.pdf> 2.

Ministerio de Salud y Protección Social. *Circular 005 Directrices para la detección temprana, el control y la atención ante la posible introducción del nuevo Coronavirus (2019-nCoV) y la implementación de los planes de preparación y respuesta ante este riesgo*. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/ED/VSP/circular-externa-005-de-2020.pdf>

Ministerio de Salud y Protección Social. *GIPS07 Limpieza y Desinfección en Servicios de Salud ante la introducción del nuevo coronavirus (SARS-CoV-2) a Colombia*. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/Ministerio/Institucional/Procesos%20y%20procedimientos/GIPS07.pdf>

Ministerio de Salud y Protección Social. *GIPS18 Lineamientos generales para el uso de tapabocas convencional y máscaras de alta eficiencia*. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/Ministerio/Institucional/Procesos%20y%20procedimientos/GIPS18.pdf> 16.

Ministerio de Salud y Protección Social. *Resolución 536 de 2020 por el cual se adopta el Plan de acción para la prestación de servicios de salud durante las etapas de contención y mitigación de la pandemia por SARS-COV-2 (COVID-19)*. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/Ministerio/Institucional/Procesos%20y%20procedimientos/PSSS01.pdf>

Ministerio de Salud y Protección Social - Ministerio de Trabajo. *Lineamientos para prevención, control y reporte de accidente por exposición ocupacional al COVID-19 en instituciones de salud*. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/Ministerio/Institucional/Procesos%20y%20procedimientos/GPSG04.pdf>

Frank Diamond. *Best Approach to Disinfecting Surfaces Amid Novel Coronavirus Outbreak*, *Infection Control Today*, <https://www.infectioncontroltoday.com/environmental-services/best-approach-disinfecting-surfaces-amid-novel-coronavirus-outbreak>, February 10, 2020.

Richard Lowe. *Select Effective Disinfectants for Use Against the Coronavirus That Causes COVID-19*. *Infection Control Today*, <https://www.infectioncontroltoday.com/environmental-services/select-effective-disinfectants-use-against-coronavirus-causes-covid-19>, February 26, 2020.

## ANEXO H: AVAL COMITE DE ETICA

**ACTA DE EVALUACIÓN:** N°. 008-065

Fecha: 29 mayo 2020

*Comité de Ética*

Nombre completo del proyecto: "**ASOCIACIÓN ENTRE ACTIVACION MUSCULAR DEL CORE, VARIABLES CINEMATICAS Y ECONOMÍA DE CARRERA, EN ATLETAS DE FONDO**".

**Versión número: 01**

**Sometido por:** el estudiante Jhonny Orlando González Ortiz

**Dirigido por:** las profesoras Érica Mabel Mancera Soto y Karim Martina Alvis

**Presentado por:** la profesora Beatriz Mena Bejarano, Directora

**Departamento o Sección:** Departamento de Fisioterapia de la Facultad de Medicina

**Fecha en que fue sometido a consideración del Comité: 29 de mayo de 2020**

**EL COMITÉ DE ÉTICA DE INVESTIGACION DE LA FACULTAD DE MEDICINA.** Se constituyó mediante la Resolución 152, (Acta No. 43 del 5 de diciembre de 1996) actualizado mediante resolución 008 (acta 03 de 27 de enero de 2011), de Consejo de Facultad el Comité de Ética de investigación, el cual está regido por la Resolución 008430 del 4 de octubre de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia que estableció las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud; los principios de la Asamblea Médica Mundial expuestos en su Declaración de Helsinki de 1964, última revisión del año 2000; y el código de regulaciones federales, título 45, parte 46, para la protección de los sujetos humanos, del departamento de salud y servicios humanos de los Institutos Nacionales de Salud de los Estados Unidos (Junio 18 de 1991).

**1. Sus miembros revisaron los siguientes documentos del presente proyecto:**

- ✓ Carta de presentación del proyecto generada por la unidad básica o el departamento.
- ✓ Copia de la evaluación de los jurados o pares académicos que evaluaron y aprobaron el trabajo).
- ✓ Copia del proyecto completo de investigación,
- ✓ Dos resúmenes ejecutivos
- ✓ Dos copias del consentimiento informado (en español y cuando la investigación lo amerite).
- ✓ Hojas de vida resumidas de los investigadores y coinvestigadores del proyecto.
- ✓ Consideraciones éticas según resolución 8430 Ministerio de Salud.
- ✓ Resultados de evaluación por otros comités (si aplica).

**2. El presente proyecto fue evaluado y aprobado por los siguientes miembros del Comité:**

- |   |                                |   |
|---|--------------------------------|---|
| 1 | Arteaga Díaz Clara Eugenia     | Pensionada Dpto. de Morfología                              |
| 2 | Camargo Mendoza Maryluz        | Departamento de la Comunicación Humana                      |
| 3 | Díaz Cruz Luz Amparo           | Departamento de Obstetricia y Ginecología                   |
| 4 | Duarte Gutiérrez Liz Marcela   | Asesora Jurídica Facultad de Medicina                       |
| 5 | Dueñas Gómez Zulma Janeth      | Departamento de Ciencias Fisiológicas                       |
| 6 | Guerrero Fonseca Carlos Arturo | Presidente Comité de Ética / Dpto. de Ciencias Fisiológicas |

**3. El Comité consideró que el presente estudio:**

- a. Es válido desde el punto de vista ético. La investigación involucra un riesgo igual al promedio para los sujetos que participan en ella. La investigación se ajusta a los estándares de la buena práctica clínica.
- b. El Comité considera que las medidas que están siendo tomadas para proteger a los sujetos humanos son adecuadas

**4. El Comité informará inmediatamente a las directivas institucionales:**

- a. Todo desacato de los investigadores a las solicitudes del Comité.
- b. Cualquier suspensión o terminación de la aprobación por parte del Comité.

**5. El Comité informará inmediatamente a las directivas, toda información que reciba acerca de:**

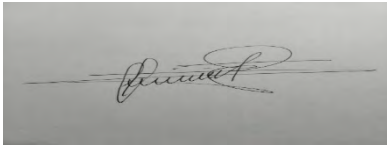
- a. Lesiones o daños a sujetos humanos con motivo de su participación en la investigación. Problemas imprevistos que involucren riesgos para los sujetos u otras personas.
- b. Cualquier cambio o modificación a este proyecto que haya sido revisado y aprobado por este comité

**6. Cuando el proyecto sea aprobado, será por un periodo de un (1) año a partir de la fecha de aprobación.**

**7. El Investigador principal deberá:**

- a. Informar de cualquier cambio que se proponga introducir en el proyecto. Estos cambios no podrán ejecutarse sin la aprobación previa del COMITÉ DE ÉTICA DE LA FACULTAD DE MEDICINA) excepto cuando sean necesarios para minimizar o suprimir un peligro inminente o un riesgo grave para los sujetos que participan en la investigación.
- b. Avisar de cualquier situación imprevista que se considere implica algún signo de riesgo para los sujetos o la comunidad o el medio en el cual se lleva a cabo el estudio.
- c. Informar de cualquier evento adverso serio de algún paciente, comunicando la situación al secretario y al presidente del Comité de Ética), de acuerdo con la normatividad que el INVIMA ha generado a este respecto.
- d. Poner en conocimiento del comité toda información nueva importante respecto al estudio, que pueda afectar la relación riesgo/beneficio de los sujetos participantes.
- e. Comunicar cualquier decisión tomada por otros comités con respecto a la investigación que se lleva a cabo.
- f. Informar de la terminación prematura o suspensión del proyecto explicando las causas o razones.
- g. Presentar a este comité un informe cuando haya transcurrido un año, contado a partir de la aprobación del proyecto. Los proyectos con duración mayor a un año, serán reevaluados a partir del informe de avance integrado.
- h. Todos los proyectos deben entregar al finalizar un informe final de cierre del estudio, este cierre puede ser el informe final en formato completo o en formato de resumen de cierre de estudio, firmado por el investigador responsable del estudio.

**8. Observaciones:** El comité considera que el proyecto de investigación no presenta dilemas éticos por lo tanto emite **Concepto Aprobatorio**.



Universidad  
Nacional  
de Colombia

Nombre: **CARLOS ARTURO GUERRERO FONSECA**

Título: PhD Doctorado en Bioquímica, MSc. en Farmacología y MSc. en Genética Humana

Cargo: Presidente Comité de Ética

(ORIGINAL FIRMADO)



**CONVENIO DE COOPERACIÓN ACADÉMICA ENTRE LA FACULTAD DE  
MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA Y LA FUNDACIÓN  
UNIVERSITARIA DEL ÁREA ANDINA**

Entre las partes a saber, **JOSÉ RICARDO NAVARRO VARGAS**, mayor de edad, vecino de Bogotá, identificado con la cédula de ciudadanía N. 16.638.238 de Cali, obrando en su calidad de Decano de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**, nombrado mediante Resolución No. 053, Acta 12 del 2020 del Consejo superior Universitario y Acta de Posesión No. 123 del 1 de octubre de 2020, debidamente delegado para celebrar convenios, de conformidad con lo previsto en el Artículo 4º de Manual de Convenios y Contratos, adoptado por medio de la Resolución de Rectoría No. 1551 de 2014, en representación de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**, ente universitario autónomo del orden nacional, vinculado al Ministerio de Educación Nacional de Colombia, regido actualmente por el Decreto 1210 de 1993, con domicilio en la carrera 30 N° 45 – 03, Campus Universitario, Edificio 471 Facultad de Medicina, Oficina 214 de la ciudad de Bogotá D. C. – Colombia, por una parte;

Y por la otra, **JOSE LEONARDO VALENCIA MOLANO**, mayor de edad, identificado con cédula de ciudadanía No. 80412122 de Usaquén, obrando en su calidad de Representante Legal de la **Fundación Universitaria del Área Andina**, NIT 860.517.302-1 y domicilio principal en la calle 71 No. 13-21 de la ciudad de Bogotá, D.C.

Han decidido suscribir el presente convenio, previas las siguientes,

**CONSIDERACIONES**

Que la **Universidad Nacional de Colombia**, es un ente autónomo estatal de rango constitucional, con régimen especial establecido en el Decreto Ley 1210 de 1993, cuyo objeto es la educación superior y la investigación y dentro de sus fines esenciales está cooperar con las entidades gubernamentales y no gubernamentales en tareas de formación, investigación y extensión.

Que la **Universidad Nacional de Colombia**, mediante Resolución No. 2513 del 9 de abril de 2010 del Consejo Nacional de Acreditación, recibió la Acreditación Institucional de Alta Calidad y se constituye en la única Universidad del país con dicho reconocimiento por 10 años, requisito que da cumplimiento a lo previsto en el artículo. 7º del Decreto 2376/10.

Que la **Fundación Universitaria del Área Andina** cuenta con más de 37 años de trayectoria en Educación Superior, es reconocida nacionalmente por su contribución a la transformación social mediante la formación integral y permanente de personas desde un enfoque humanista y de pensamiento crítico y reflexivo. Dentro de sus dependencias, se encuentra la Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte cuyo énfasis educacional está encaminado a la formación de talento humano en salud desde un enfoque de apropiación y desarrollo académico y científico, de innovación educativa, de formación. específica y en

competencias transversales orientadas al servicio, profundamente comprometidos con la calidad como eje fundamental de sus procesos académicos.

Que la **Fundación Universitaria del Área Andina** y la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**, reconocen la importancia de establecer pautas de cooperación en los campos científicos y tecnológicos, de interés común, incluyendo participación en proyectos conjuntos a través de investigación, formación, aplicación y difusión, bajo principios de carácter pluralista que busca la formación de profesionales éticos y competentes, críticos y creativos en las diferentes áreas de formación de las partes.

Que, de conformidad con lo anteriormente expuesto, convenimos establecer las siguientes,

## **CLÁUSULAS**

**PRIMERA. – OBJETO.** Aunar esfuerzos para adelantar acciones conjuntas en temas de interés recíproco para cada una de las partes, en las áreas de formación, investigación, extensión, asistencia técnica, administrativa y académica, y en todas las demás formas de acción universitaria.

**Parágrafo:** El presente convenio se suscribe para todas las unidades académicas de la Universidad Nacional de Colombia, en la medida en que éstas aprueben y suscriban los correspondientes convenios específicos que formalicen su participación.

### **SEGUNDA. – COMPROMISOS DE LAS PARTES.**

1. Estimular el intercambio de personal académico con el propósito de actualizar conocimientos en investigación académica, científica tecnológica y cultural en general, de acuerdo con la disponibilidad y capacidad instalada de cada una de las partes.
2. Estimular la movilidad de los estudiantes vinculados a los programas académicos de las respectivas Facultades, con el propósito de facilitar el intercambio en diferentes áreas del conocimiento, la investigación, las pasantías y el desarrollo de actividades culturales y deportivas en general, de acuerdo con la disponibilidad y capacidad instalada de cada una de las partes;
3. Contribuir en la definición de líneas de investigación y en el desarrollo de proyectos de investigación conjunta en áreas de interés común, previo acuerdo entre las partes;
4. Programación de eventos académicos, cursos y seminarios en áreas de interés común, que se desarrollen previo acuerdo entre las partes;
5. Publicaciones conjuntas a partir del trabajo colaborativo entre las dos instituciones y en temas de interés común, previo acuerdo entre las partes.
6. Realizar de común acuerdo cronogramas y/o planes de trabajo para llevar a cabo la ejecución del objeto del presente convenio.
7. Toda otra acción que las partes decidan emprender de común acuerdo y con mutuo beneficio.

### **Compromisos de la Fundación Universitaria del Área Andina**

1. Facilitar la movilidad universitaria de los estudiantes de los programas de las Facultades de **Medicina de la Universidad Nacional de Colombia** y la **Fundación Universitaria del Área Andina**.

2. Realizar, en conjunto con el programa de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**, los Comités de Seguimiento y Evaluación del presente convenio.
3. Designar al personal profesional y/o directivo que participará de los Comités de Seguimiento y Evaluación, e informar oportunamente a la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia** de sus datos de contacto.
4. Facilitar la realización de actividades académicas y de investigación prevista en los planes de trabajo estipulados para cada programa académico.
5. Informar oportunamente a la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia** sobre los cambios y decisiones administrativas, relacionadas con el desarrollo de las prácticas y proyectos de investigación.
6. Establecer para el personal que participe de las actividades docentes, la obligación de observar los reglamentos de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**, correspondientes a este tipo de actividades, sin perjuicio de la función asistencial que les corresponde.
7. Velar por el respeto a la autonomía administrativa y reglamentación interna de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**.
8. Los demás deberes y responsabilidades que en el área académica y científica se determinen en el plan de trabajo para cada programa académico.

#### **Compromisos de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**

1. Procurar por el normal desarrollo de los programas de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**.
2. Presentar con antelación no menor a un (1) mes, previo al inicio de las actividades académicas y de manera periódica, a los estudiantes de los programas de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia** que vayan a realizar movilidad académica a la **Fundación Universitaria del Área Andina**.
3. Velar que el personal docente y estudiantes de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia** respeten la autonomía administrativa, la reglamentación interna disciplinaria, y la correcta utilización de la infraestructura física y orgánica de la **Fundación Universitaria del Área Andina**.
4. Exigir a los estudiantes la realización del programa de inducción específica establecida por la **Fundación Universitaria del Área Andina**.
5. Designar al profesor delegado de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia** para la realización de los respectivos Comités de Seguimiento y Evaluación del presente convenio, e informar a la **Fundación Universitaria del Área Andina** oportunamente de sus datos de contacto.

**TERCERA. – VALOR.** La firma del presente convenio no genera ningún compromiso económico inmediato para ninguna de las partes. Las partes se esforzarán para prever, de acuerdo con sus presupuestos, los medios necesarios para poner en acción el presente convenio y si es necesario, solicitarán esos medios a organismos que fomenten la investigación.

**CUARTA. – COORDINACIÓN.** Cada una de las partes nombrará un coordinador que será responsable de la ejecución y seguimiento de las actividades y de la presentación de los informes de desarrollo del presente convenio. Estará compuesto, así:

**Por la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia:**

1. El Vicedecano(a) Académico de la Facultad o su delegado, o quien asuma sus funciones durante ausencia temporal o permanente.

**Por la Fundación Universitaria del Área Andina:**

1. El Decano (a) de la Facultad de Ciencias de la Salud y del Deporte o su delegado, o quien asuma sus funciones durante ausencia temporal o permanente.

**QUINTA. – PROPIEDAD INTELECTUAL.** El presente convenio se regirá por las estipulaciones relativas a la propiedad de los derechos de autor vigentes en Colombia y las normas internacionales sobre el mismo tema, de los materiales y productos que se obtengan como resultado de la actividad conjunta de las partes, y lo concerniente a la propiedad de los derechos de tipo industrial, que pudieran llegar a derivarse de las acciones realizadas en el marco del presente instrumento.

Para el caso de la **Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia**, se aplicarán las leyes colombianas y el Acuerdo 035 de 2003 del Consejo Académico, y las normas que lo modifiquen, adicionen o deroguen.

Para el caso de la **Fundación del Área Andina** aplicarán las resoluciones internas y la legislación nacional sobre propiedad intelectual.

**Parágrafo:** La propiedad Intelectual utilizada y generada en desarrollo de la ejecución del presente convenio, así como los aspectos económicos relativos a costos de publicación será regulada mediante acuerdos específicos y/o adendas que para el efecto suscriban las partes.

**SEXTA. - DURACIÓN Y RENOVACIÓN.** El término de duración del presente convenio será de cinco (5) años contados a partir de la firma por las partes. El término señalado podrá ser prorrogado, previa solicitud escrita de cualquiera de las partes, efectuada con treinta (30) días de antelación a la fecha de vencimiento, a la otra parte.

**SÉPTIMA. – TERMINACIÓN.** Cualquiera de las instituciones podrá dar por terminado el presente convenio en cualquier momento, siempre que notifique por escrito a la otra dicha intención, con una antelación mínima de dos (2) meses a la fecha en que se pretende su terminación, sin perjuicio de la normal finalización de las actividades previamente acordadas, y que en ese momento estén en desarrollo.

**OCTAVA. – MODIFICACIÓN.** El presente convenio podrá ser modificado por mutuo acuerdo entre las partes, a solicitud de cualquiera de ellas, previa comunicación por escrito y con treinta (30) días de anticipación.

**NOVENA. – SOLUCIÓN DE DIFERENCIAS.** Toda diferencia que resulte de la interpretación o aplicación de este convenio se solucionará por la vía de la negociación directa.

**DÉCIMA. - NO EXISTENCIA DE RELACIÓN LABORAL.** En todas las acciones derivadas del presente convenio y de los subsecuentes convenios específicos, las partes convienen en que el personal de cada institución que sea comisionado para la realización conjunta de cada acción, continuará en forma absoluta bajo la dirección y dependencia de la institución con la cual tiene establecida su relación laboral, académica o docente, independientemente

de estar prestando otros servicios fuera de ella, o en las instalaciones de la institución a la que fue comisionado.

Si en la realización de una acción del presente convenio, interviene personal ajeno a las partes, este continuará siempre bajo la dirección de la dependencia de la institución o persona con quien esté contratado, por lo que su intervención no originará relación de carácter laboral de ninguna naturaleza o especie, con las instituciones firmantes.

**UNDÉCIMA. - NO EXISTENCIA DEL RÉGIMEN DE SOLIDARIDAD.** No existe régimen de solidaridad entre las partes que suscriben este convenio, en razón a que cada una responde por las obligaciones que se establecen en el mismo y los compromisos adquiridos en los convenios específicos.

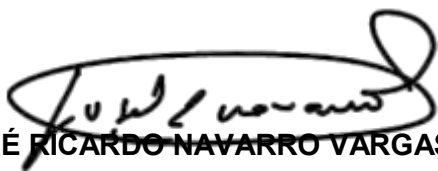
**DUODÉCIMA. – CESIÓN O SUBCONTRATACIÓN.** Las partes no podrán ceder o subcontratar parcial ni totalmente la ejecución del presente convenio a un tercero, salvo previa autorización expresa y escrita de las mismas.

**DÉCIMA TERCERA. - PERFECCIONAMIENTO Y EJECUCIÓN.** El presente convenio se perfecciona con la firma de las partes; para su ejecución no requiere solicitudes adicionales.

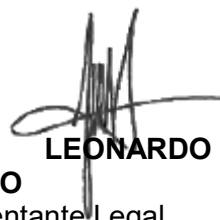
En constancia se firma el presente convenio de cooperación en dos (2) ejemplares de igual tenor y valor, en las fechas indicadas al lado de la firma de sus representantes,

Por la Facultad de Medicina de la  
Universidad Nacional de Colombia

Por la Fundación Universitaria del Área  
Andina



**JOSÉ RICARDO NAVARRO VARGAS**  
Decano  
Fecha: 30 de marzo de 2021



**JOSE LEONARDO VALENCIA**  
**MOLANO**  
Representante Legal  
Fecha: 09-04-2021



**VoBo. José Fernando Galván Villamarín**  
Vicedecano Académico

## ANEXO J: RECOMENDACIONES NUTRICIONALES PARA LA PRUEBA DE ESFUERZO



### RECOMENDACIONES PARA LA CORRECTA REALIZACIÓN DE LA ERGOESPIROMETRÍA

# RESPECTO A LA ALIMENTACIÓN:

Para la correcta realización de la prueba, se recomienda atender a las siguientes recomendaciones alimentarias:

- En los tres días previos a la prueba, abstenerse del consumo de bebidas alcohólicas y de la práctica atípica de actividades físicas de alta intensidad.
- El día anterior a la prueba, se sugiere mantener un esquema de alimentación usual, es decir evitar alimentos o preparaciones nuevas o de poca tolerancia que puedan desencadenar molestias gastrointestinales u otro tipo de inconveniente derivados.
- Importante que la bebida previa a la prueba no incluya cafeína (la cafeína está presente en el café, el té, las gaseosas oscuras, el chocolate, los pre entrenos).
- La comida previa a la realización de la prueba debe incluir un alimento fuente de proteína (huevo, carne, pollo, pescado o lácteos), un alimento fuente de carbohidrato (arroz, pasta, papa, yuca, plátano, pan o arepa), fruta o verdura, bebida (agua, jugo natural, leche o yogurt).
- La comida previa a la realización de la prueba debe ser baja en grasa (no fritos), baja en fibra, y no debe incluir alimentos o preparaciones nuevas para evitar molestias gastrointestinales u otro tipo de inconveniente derivado.
- Para la hidratación posterior a la prueba es importante que lleve agua, bebida hidratante y unas galletas tipo soda para garantizar la correcta recuperación después del esfuerzo.
-

- Para la hidratación el día anterior a la prueba es importante que consuma líquidos a lo largo del día y en cada comida. El agua, los jugos naturales, las aromáticas y las bebidas hidratantes cuentan como hidratación. El café, el té, las bebidas alcohólicas, las bebidas energizantes y los jugos industrializados no cuentan como hidratación y se espera que su consumo sea evitado en este periodo de tiempo.
- El día previo a la prueba, vigile el color de la orina, si es amarillo claro indica que está bien hidratado, si es amarilla oscura indica que no está hidratando correctamente y requiere un aumento del consumo de líquidos hasta estabilizar su estado de hidratación.
- En el periodo previo a la realización de la prueba, evitar el consumo de alimentos y bebidas diferentes al agua dentro de la hora y media previa a la prueba.
- El día de la prueba desde el momento en que se levante vigile el estado de hidratación, revisando el color de la orina, recuerde, si es amarillo claro indica que está bien hidratado, si es amarillo oscuro indica que está deshidratado y se requiere una recuperación hídrica inmediata.
- Asistir a la prueba con su adecuada hidratación y cumplir los protocolos de bioseguridad para su consumo en las instalaciones del laboratorio.
- La comida posterior a la prueba debe ser baja en grasa (no fritos), baja en fibra, y alta en alimentos fuente de carbohidratos (arroz, pasta, papa, yuca, plátano, pan o arepa), y alimentos fuente de proteína (huevo, carne, pollo, pescado o lácteos).
- Recuerde que debe continuar consumiendo líquidos durante las 6 horas posteriores a la realización de la prueba.

**Nutricionista Deportiva Dayssy Diaz – Un. Nacional.**

**Nutricionista Deportiva Ángela Riscanevo – Un. Nacional.**

Bogotá, Colombia. 2021

