

Efectos de diferentes intensidades sobre actividades técnicas, rendimiento y riesgo de lesión: un análisis biomecánico del cambio de dirección.

Matías de Pablo Fernández

PROGRAMA PARA LA INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA

Universidad de la República
Montevideo, Uruguay
Noviembre de 2024

Efectos de diferentes intensidades sobre actividades técnicas, rendimiento y riesgo de lesión: un análisis biomecánico del cambio de dirección

Matías de Pablo Fernández

TESIS DE DOCTORADO PRESENTADA AL PROGRAMA PARA LA INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA
COMO PARTE DE LOS REQUISITOS
NECESARIOS PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE DOCTOR EN
CIENCIAS BIÓMICAS.

Director:

Dr. Carlos Gabriel Fábrica

Codirector:

Dr. Artur Bonezi

Noviembre de 2024

INTEGRANTES DEL TRIBUNAL DE DEFENSA DE TESIS

Ph.D. Prof. Germán Pequera,
Universidad de la República, Uruguay

Ph.D. Prof. Darío Santos,
Universidad de la República, Uruguay

Ph.D. Prof. Leonardo Lagos,
Universidad de Concepción, Chile

Montevideo, Uruguay

Noviembre de 2024

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a mis padres, Sylvia y Oscar, y a los que ya no están en este plano, por haberme dado todo lo que podían y más, y a su vez, haberme inculcado el valor del trabajo, la perseverancia y la constancia. A mi compañera de vida, Sofía, que es la que soporta los malos humores y la falta de tiempo compartido. También para Gabriel, que siempre tuvo la constancia y la amabilidad para acompañarme en este largo camino, y también a su compañera de vida, Magui, que ha colaborado de distintas maneras para que esto sea posible. A las personas que crucé en este camino: Artur, Carlo, Vladimir, David y los compañeros de Paysandú, que siempre me recibieron de la mejor manera, así como la misma ciudad: linda, humilde y acogedora. También a mis compañeros de trabajo del Club Nacional de Football: Santiago, Wilson y Fernando que me han permitido viajar y ausentarme las veces que necesité. Así como también agradecer a los lugares que prestaron sus instalaciones: el LIBiAM, el club Huracán del Paso de la Arena y Enfoque (gracias a Pablo que lo hizo posible).

RESUMEN

Esta tesis presenta tres trabajos que buscan contribuir en la comprensión de los efectos de los cambios de intensidad durante el juego sobre actividades de carácter técnico asociadas con el rendimiento y el riesgo de lesión en jugadores de fútbol. El primer estudio (que constituye el capítulo 2) aborda el impacto de intervalos de intensidad variable durante el primer bloque del Copenhagen Soccer Test. A tales efectos se diseñó un estudio de medidas repetidas para comparar velocidad de sprint, esfuerzo percibido, precisión de tiro a portería, regate y precisión de pase largo en tres niveles de intensidad y tres periodos de tiempo en veintinueve jugadores de fútbol profesional masculinos (edad: 18.2 ± 0.4 años). El análisis de comparación entre diferentes periodos de tiempo mostró una disminución significativa en la velocidad de sprint ($p < 0.001$) y aumento del esfuerzo percibido ($p < 0.001$) a medida que transcurre el test, sin embargo, las variables técnicas no cambiaron ($p > 0.05$). Al comparar los datos en función de la intensidad, se observaron disminuciones significativas en todas las variables ($p < 0.001$). El análisis combinado de los resultados de este primer estudio indica que la velocidad disminuye y el índice de esfuerzo percibido aumenta a medida que avanza la simulación. Mientras tanto, la precisión de los tiros a portería, el regate y los pases largos se ven afectados negativamente por los periodos de alta intensidad, pero demuestran recuperación en el transcurso de la simulación. Además, el aumento de intensidad afecta más a la velocidad que a la precisión de los tiros a portería, el regate y los pases. El capítulo 3 presenta un análisis de los efectos cinéticos de la fatiga aguda durante un cambio de dirección de 45° ejecutado con el miembro no dominante, emulando una acción defensiva típica durante la presión en el fútbol. Diecisiete jugadores de fútbol profesional masculinos (edad: 21.7 ± 5.4 años) realizaron un cambio de dirección de 45° antes y después de un protocolo de fatiga. Se instruyó a los participantes para que ejecutaran una carrera de aproximación lo más rápido posible, cambiaran de dirección con su pie no dominante sobre una plataforma de fuerza y luego continuaran corriendo con el objetivo de detenerse contra un oponente. Se compararon tiempos, fuerzas, impulsos y tasas de fuerza para diferentes subfases durante la fase de apoyo del cambio de dirección. Las velocidades de aproximación se mantuvieron constantes en las pruebas previas a la fatiga ($4.53 \pm 0.55 \text{ m s}^{-1}$) y posteriores a la fatiga ($4.58 \pm 0.70 \text{ m s}^{-1}$). Los resultados indicaron una disminución en el tiempo de frenado ($p = 0.01$), el impulso asociado con la fase de frenado ($p < 0.01$) y el impulso durante la elevación del

cuerpo ($p = 0.01$) en condiciones de fatiga aguda. Estos cambios sugieren que, bajo fatiga aguda, los jugadores de fútbol no son capaces de desacelerar en la dirección inicial de la carrera en la misma magnitud que lo logran sin fatiga aguda y además elevan menos el cuerpo en el primer paso después del cambio de dirección. Los valores de fuerza máximos y las tasas de fuerza no mostraron cambios significativos; sin embargo, fueron lo suficientemente altos como para sugerir un riesgo potencial de lesión en ambas condiciones. Finalmente, en el capítulo 4 se presenta un análisis preliminar sobre la variabilidad interna (o consistencia) en los cambios de dirección a 45° que emulan una típica acción defensiva durante el “pressing” en fútbol considerando valores temporales (duración de ciclo en los pasos que componen la acción) y nivel de activación muscular de 10 músculos de miembro inferior y tronco, obtenidos mediante electromiografía de superficie. Cuatro futbolistas profesionales masculinos jóvenes (edad: 22.5 ± 1.73 años) participaron en el estudio. Se utilizó un test de agilidad reactiva (RAT), que es un procedimiento que involucra una reacción del participante, cambiando de dirección en respuesta a un estímulo, luego de un sprint previo de 5 pasos. Para los análisis se dividió el ciclo del cambio de dirección en el paso preparatorio y el paso de apoyo tomando como pie de referencia el inhábil, y se consideraron valores obtenidos en condiciones de fatiga aguda y no fatiga para la duración de cada paso y el cálculo de la integral de la activación en el tiempo de cada músculo. Para evaluar la fiabilidad de las medidas obtenidas se realizó el cálculo de coeficiente de variación y para evaluar la confiabilidad de las mediciones repetidas de activación muscular, se utilizó el coeficiente de correlación intraclass (ICC(3.1)) ambos valores se determinaron por separado para cada sujeto en cada condición (fatiga y no fatiga) para evaluar la consistencia de las mediciones dentro de cada condición específica. Los valores obtenidos para CV y ICC con las medidas temporales y valores de integral indican que existe poca fiabilidad y que no hay consistencia en las medidas. Por su parte el análisis visual del transcurso temporal de activación muscular parece indicar que otro tipo de abordaje como las series temporales podría brindar una información más precisa y aplicable en el estudio de este gesto.

Palabras clave: Rendimiento; Biomecánica; EMG; Fútbol; Intensidad; COD; Fuerza de reacción del suelo; Impulso; Tasa de fuerza; Fatiga; Propulsión; Frenado; Activación muscular.

ABSTRACT

This thesis presents three studies aimed at contributing to the understanding of the effects of intensity changes during the game on technical activities associated with performance and injury risk in soccer players. The first study (which constitutes chapter 2) addresses the impact of variable intensity intervals during the first block of the Copenhagen Soccer Test. For this purpose, a repeated measures study was designed to compare sprint speed, perceived effort, shot on goal accuracy, dribbling and long pass accuracy at three intensity levels and three time periods in twenty-one male professional soccer players (age: 18.2 ± 0.4 years). The comparison analysis between different time periods showed a significant decrease in sprint speed ($p < 0.001$) and an increase in perceived effort ($p < 0.001$) as the test progresses, however, the technical variables did not change ($p > 0.05$). When comparing the data based on intensity, significant decreases were observed in all variables ($p < 0.001$). The combined analysis of the results of this first study indicates that speed decreases and the rate of perceived exertion increases as the simulation progresses. Meanwhile, the accuracy of shots on goal, dribbling and long passes are negatively affected by high intensity periods, but demonstrate recovery during the course of the simulation. Furthermore, the increase in intensity affects the speed more than the precision of shots on goal, dribbling and passing. Chapter 3 presents an analysis of the kinetic effects of acute fatigue during a 45° change of direction executed with the non-dominant limb, emulating a typical defensive action during pressing in soccer. Seventeen male professional soccer players (age: 21.7 ± 5.4 years) performed a 45° change of direction before and after a fatigue protocol. Participants were instructed to execute an approach run as quickly as possible, change direction with their non-dominant foot on a force plate, and then continue running with the goal of stopping against an opponent. Times, forces, impulses, and force rates were compared for different subphases during the stance phase of the change of direction. Approach speeds were remained constant in the pre-fatigue ($4.53 \pm 0.55 \text{ m s}^{-1}$) and post-fatigue ($4.58 \pm 0.70 \text{ m s}^{-1}$) trials. The results indicated a decrease in braking time ($p = 0.01$), impulse associated with the braking phase ($p < 0.01$), and impulse during the body elevation phase ($p = 0.01$) under acute fatigue conditions. These changes suggest that, under acute fatigue, soccer players are not able to

decelerate in the initial direction of the run to the same magnitude as they do without acute fatigue and also raise their body less in the first step after the change of direction. Maximum force values and force rates showed no significant changes; however, they were high enough to suggest a potential injury risk in both conditions. Finally, in chapter 4 a preliminary analysis is presented on the internal variability (or consistency) in the changes of direction at 45° that emulate a typical defensive action during pressing in soccer considering temporal values (cycle duration in the steps that make up the action) and level of muscle activation of 10 muscles of the lower limb and trunk, obtained by surface electromyography. Four young male professional soccer players (age: 22.5 ± 1.73 years) participated in the study. A reactive agility test (RAT) was used, which is a procedure that involves a reaction of the participant, changing direction in response to a stimulus, after a previous 5-step sprint. For the analysis, the change of direction cycle was divided into the preparatory step and the support step, taking the unskilled foot as a reference, and values obtained in conditions of acute fatigue and non-fatigue were considered for the duration of each step and the integral of muscle activation over time. To evaluate the reliability of the obtained measurements, the coefficient of variation calculation was carried out and to evaluate the trustworthiness of the repeated measurements of muscle activation, the intraclass correlation coefficient (ICC(3.1)) was used. Both values were determined separately for each subject in each condition (fatigue and non-fatigue) to assess the consistency of measurements within each specific condition. The values obtained for CV and ICC with the temporal measurements and integral values indicate low reliability and a lack of consistency in the measurements. For its part, the visual analysis of the time course of muscle activation seems to indicate that another type of approach such as time series could provide more precise and applicable information for studying this gesture.

Keywords: Performance; Biomechanics; EMG; Soccer; Intensity; COD; Ground reaction force; Impulse; Force rate; Fatigue; Propulsion; Braking; Muscle activation.

LISTA DE FIGURAS

Título de la figura	Número de página
Figura 2.1. Representación esquemática de los diferentes tramos de The Copenhagen Soccer Test.	30
Figura 2.2. Scores de las evaluaciones de rendimiento en remate y pase.	31
Figura 3.1. Representación esquemática de la organización del espacio de experimentación desde una vista superior.	54
Figura 3.2. Imagen de una repetición del protocolo llevado a cabo por un participante sobre la pasarela en el laboratorio.	55
Figura 3.3. Ejemplos de curvas típicas de fuerza de reacción del suelo (FRS) observadas durante un intento para un sujeto.	58
Figura 4.1. Circuito de agilidad reactiva en forma de Y, modificado de Trecroci et al. (2018).	84
Figura 4.2. Imágenes del sistema de registro utilizado y del momento de colocación de electrodos.	85
Figura 4.3. Valores de aceleración vertical para los acelerómetros asociados a los registros del Tibial Anterior derecho e izquierdo.	87
Figura 4.4. Ejemplo de uno de los registros electromiográficos obtenidos indicando los tramos identificados en la figura 4.3.	87
Figura 4.5. Procesamiento de la señal EMG.	88

Figura 4.6. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Sóleo, Gastrocnemio y Biceps Femoral durante una pasada sin fatiga (tres registros superiores) y con fatiga (tres registros inferiores). 95

Figura 4.7. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Tibial Anterior, Glúteo Medio y Aductor Largo durante una pasada sin fatiga (tres registros superiores) y con fatiga (tres registros inferiores). 96

Figura 4.8. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Recto Femoral y Vasto Lateral durante una pasada sin fatiga (dos registros superiores) y con fatiga (dos registros inferiores). 97

Figura 4.9. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Oblicuo Interno y Oblicuo Externo durante una pasada sin fatiga (dos registros superiores) y con fatiga (dos registros inferiores). 98

LISTA DE TABLAS

Título de la tabla	Número de página
Tabla 2.1. Secuencia de la distribución de intensidades de cada uno de los 9 recorridos al circuito durante el CST.	29
Tabla 2.2. Resultados de todas las variables analizadas agrupadas por fases temporales de la prueba.	33
Tabla 2.3. Resultados de todas las variables analizadas agrupadas por intensidad.	33
Tabla 3.1. Abreviaturas, unidades y definiciones de las variables determinadas en este capítulo.	57
Tabla 3.2. Comparación de los valores de los tiempos para COD con y sin fatiga aguda.	59
Tabla 3.3. Comparación de las fuerzas máximas para COD con y sin fatiga aguda.	60
Tabla 3.4. Comparación de los impulsos para COD con y sin fatiga aguda.	60
Tabla 3.5. Tasas de fuerza para COD con y sin fatiga aguda.	61
Tabla 4.1. Fiabilidad y confiabilidad de los valores temporales obtenidos para ciclos de COD con y sin fatiga de cada sujeto.	90
Tabla 4.2. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en el apoyo y la propulsión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.	91

Tabla 4.3. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en el soporte y la estabilización estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. 91

Tabla 4.4. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en el impulso y la flexión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. 92

Tabla 4.5. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en la estabilización del Tronco y la flexión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. 92

Tabla 4.6. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en el apoyo y la propulsión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. 93

Tabla 4.7. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en el soporte y la estabilización estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. 93

Tabla 4.8. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en el impulso y la flexión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. 94

Tabla 4.9. Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en la estabilización del Tronco y la flexión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. 94

LISTA DE SÍMBOLOS

ω^2	Escala de tamaño de efecto
°	Grados
ANOVA	Análisis de varianza
°C	Grados celcius
CMJ	Salto con contramovimiento
COD	Cambio de dirección
CoM	Centro de masa corporal
CST	Copenhagen Soccer Test
CV	Coeficiente de variación
d-Cohen	Escala de tamaño de efecto
DRIB	Regate
EMG	Electromiografía
FRS	Fuerza de reacción del suelo
Fx	Fuerza de reacción del suelo en dirección antero-posterior
Fxmaxf	Valor máximo de Fx durante el tiempo de frenado en relación con la masa corporal
Fxmaxp	Valor máximo de Fx durante el tiempo de propulsión en relación con la masa corporal
Fy	Fuerza de reacción del suelo en dirección medio-lateral
Fymax	Valor máximo de Fy durante el tiempo de contacto en relación con la masa corporal

Fz	Fuerza de reacción del suelo en dirección vertical
Fzmax acept	Valor máximo de Fz durante el tiempo de aceptación de peso en relación con la masa corporal
Fzmax elev	Fuerza máxima durante el tiempo de elevación del peso en relación con la masa corporal
H	Alta intensidad del CST
hPa	Hectopascales
Hz	Hertz
ICC	Coeficiente de correlación intraclase
I-EMG	Integral de la señal electromiográfica
Imp acep	Impulso relativo a la masa corporal asociado con Fz durante el tiempo de aceptación del peso
Imp elev	Impulso relativo a la masa corporal asociado con Fz durante el tiempo de levantamiento del peso
Impf	Impulso relativo a la masa corporal asociado con Fx durante el tiempo de frenado
Imppp	Impulso relativo a la masa corporal asociado con Fx durante el tiempo de propulsión
ImpTx	Impulso relativo a la masa corporal durante el tiempo de contacto asociado con Fx
ImpTy	Impulso relativo a la masa corporal durante el tiempo de contacto asociado con Fy
ImpTz	Impulso relativo a la masa corporal durante el tiempo de contacto asociado con Fz

GSA	Precisión en el tiro a portería desde 20 m
L	Baja intensidad del CST
LCA	Ligamento cruzado anterior
LPA	Precisión en el pase largo desde 30 m
M	Moderada intensidad del CST
$m \cdot s^{-1}$	Metros por segundo
N	Newtons
RAT	Test de agilidad reactiva
RMS	Análisis cuadrático medio
RPE	Índice de esfuerzo percibido
S	Velocidad 20x20 m
SENIAM	Proyecto Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles
Tacep	Tiempo de aceptación de peso
Tcont	Tiempo total de contacto
Telev	Tiempo de levantamiento del peso corporal
Tfren	Tiempo de frenado
TFx	Tasa de fuerza promedio para Fx
TFy	Tasa de fuerza promedio para Fy
TFz	Tasa de fuerza promedio para Fz
Tprop	Tiempo de propulsión

VO ₂ máximo	Consumo máximo de Oxígeno
W	Potencia mecánica media

INDICE DE CONTENIDOS

		Número de página
	RESUMEN	I
	ABSTRACT	III
	LISTA DE FIGURAS	V
	LISTA DE TABLAS	VII
	LISTA DE SÍMBOLOS	IX
CAPÍTULO 1	MARCO CONCEPTUAL Y APROXIMACIÓN AL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.	
1.1	SOBRE LA RELEVANCIA DE ANALIZAR ALGUNAS ACTIVIDADES DE ALTA INTENSIDAD EN EL FÚTBOL.	1
1.2	SOBRE LA RELEVANCIA DE CONSIDERAR LOS EFECTOS DE LOS CAMBIOS DE INTENSIDAD DE JUEGO EN EL FÚTBOL.	2
1.3	SOBRE LOS CAMBIOS DE DIRECCIÓN Y LA RELEVANCIA DE SU ANÁLISIS EN EL FÚTBOL.	3
1.4	SOBRE VARIABLES CINÉTICAS, ELECTROMIOGRÁFICAS Y SU RELEVANCIA .	6
1.5	PROPÓSITO DE LA TESIS.	9
1.6	OBJETIVOS DE LA TESIS.	11
1.7	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .	12
CAPÍTULO 2	ANÁLISIS DEL IMPACTO DE DIFERENTES INTENSIDADES Y PERIODOS DE TIEMPO EN EL RENDIMIENTO FÍSICO Y TÉCNICO DE JUGADORES PROFESIONALES DE FÚTBOL.	
2.1	INTRODUCCIÓN.	23
2.2	OBJETIVOS.	26
		XIII

2.3	HIPÓTESIS.	26
2.4	METODOLOGÍA.	27
2.4.1	Características de los participantes.	27
2.4.2	Procedimientos y procesamiento de datos durante el Copenhagen Soccer Test.	27
2.4.3	Análisis estadístico.	32
2.5	RESULTADOS.	33
2.6	DISCUSIÓN.	34
2.7	CONCLUSIONES.	39
2.8	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	40

CAPÍTULO 3 ANÁLISIS CINÉTICO DEL CAMBIO DE DIRECCIÓN ABIERTO EN 45° SIMULANDO UNA ACCIÓN DEFENSIVA EN FUTBOLISTAS CON Y SIN FATIGA AGUDA.

3.1	INTRODUCCIÓN.	48
3.2	OBJETIVOS.	50
3.3	HIPÓTESIS.	51
3.4	MÉTODOS.	52
3.4.1	Características de los participantes.	52
3.4.2	Procedimientos y obtención de datos.	52
3.4.3	Procesamiento de datos y determinación de variables.	56
3.4.4	Análisis estadísticos.	58

3.5	RESULTADOS.	59
3.6	DISCUSIÓN.	62
3.7	CONCLUSIONES.	68
3.8	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	68

CAPÍTULO 4 ANÁLISIS DE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR DEL CAMBIO DE DIRECCIÓN ABIERTO EN 45° SIN ANTICIPACIÓN SIMULANDO UNA ACCIÓN DEFENSIVA EN FUTBOLISTAS.

4.1	INTRODUCCIÓN.	77
4.2	OBJETIVOS.	81
4.3	HIPÓTESIS.	81
4.4	METODOLOGÍA.	82
4.4.1	Características de los participantes.	82
4.4.2	Procedimiento y obtención de datos.	82
4.4.3	Procesamiento de datos y determinación de variables.	86
4.4.4	Análisis estadísticos.	89
4.5	RESULTADOS.	90
4.6	DISCUSIÓN.	99
4.7	CONCLUSIONES.	105
4.8	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	105

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES GENERALES. 116

ANEXOS. 118

CAPÍTULO 1.

MARCO CONCEPTUAL Y APROXIMACIÓN AL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

1.1 SOBRE LA RELEVANCIA DE ANALIZAR ALGUNAS ACTIVIDADES DE ALTA INTENSIDAD EN EL FÚTBOL.

El fútbol es un deporte colectivo y como tal, muchos factores interrelacionados se conjugan para determinar un resultado durante la competencia. En un estudio realizado por Rienzi et al. (2000), los jugadores en situación de competencia mostraron 1431 cambios de actividades. De estas actividades, las que tienen mayor importancia debido a su implicancia en el resultado y en el riesgo de lesiones son las de alta intensidad, dentro de las que se destacan los sprints, saltos, golpes al balón y cambios de dirección (Akenhead, et al., 2013). Algunas de estas actividades de alta intensidad implican contacto y manejo del balón, destacando entre estas como variables primordiales para el rendimiento individual los tiros al arco, regates y pases (Bendiksen, et al., 2012; Currell, et al., 2009; Forcher, et al., 2022; Rampinini, et al., 2008; Rampinini, et al., 2009). Entre las actividades sin manejo de balón se ha destacado la importancia de los sprints y los cambios de dirección (Gualtieri, et al., 2023; Malone, et al., 2018; Martínez-Hernández, et al., 2022; Rudisill, et al. 2023).

En cuanto a los sprints, el aumento de las distancias recorridas a altas velocidades durante los últimos años en el fútbol masculino ha marcado una de las evoluciones más importantes dentro de las demandas del juego (Gualtieri, et al., 2023). La capacidad para sostener distancias de carreras a alta intensidad y sprint puede ser considerada un factor clave para que los jugadores compitan a nivel profesional; de hecho, sprintar en línea recta ha sido identificada como la acción más frecuente realizada por anotadores y asistidores al marcar un gol, secundada por las desaceleraciones y los giros (Martínez-Hernández, et al., 2022). Las distancias recorridas a altas velocidades fueron alcanzadas dentro del juego en rangos de 1 a 10 metros, por lo que se necesitan espacios amplios y tiempos que rondan los 15 segundos (Gualtieri, et al., 2023). Poder preparar a los jugadores para cumplir con la demanda de este tipo de esfuerzos durante los partidos podría reducir el riesgo de lesión de los músculos

Isquiosurales, ya que tiene como uno de sus efectos el alargamiento de los fascículos musculares, que es uno de los principales factores desencadenantes de lesión de este grupo muscular (Mendiguchia, et al., 2020; Rudisill, et al., 2023, Timmins, et al., 2016).

Con respecto a los cambios de dirección, factores como el nivel competitivo, la diferencia de goles entre equipos y el rol de los jugadores en el campo de juego, influyen el número y las características de los cambios de dirección durante los partidos de fútbol (Granero-Gil, et al., 2020; Martínez-Hernández, et al., 2022; Tierney, et al., 2016). Los antecedentes indican que los cambios de dirección con ángulos menores a los 90° llevados a cabo de forma rápida y efectiva son críticos para lograr un óptimo rendimiento en fútbol, dada su alto número de repeticiones durante un juego (Bloomfield, et al., 2007a; Morgan, et al., 2021). Pero además, los cambios de dirección son dentro de las acciones destacadas anteriormente aquellas que tienen mayor incidencia en el riesgo de lesiones musculoesqueléticas que no se producen por contacto (Boden, et al., 2000).

De manera que, los análisis de actividades técnicas como remates, pases, tiros al arco sprints y en particular de los cambios de dirección pueden contribuir sustancialmente a comprender aspectos asociados con el rendimiento en el fútbol y también con la incidencia de lesiones.

1.2 SOBRE LA RELEVANCIA DE CONSIDERAR LOS EFECTOS DE LOS CAMBIOS DE INTENSIDAD DE JUEGO EN EL FÚTBOL.

Los cambios de ritmo de juego, en este caso el ritmo se define como el número de acciones que se ejecutan en un determinado tiempo (Solé, 2017), alteran la intensidad y ello se asocia muchas veces con una variación en el grado de fatiga. El concepto de fatiga es amplio y por ello resulta difícil limitarlo a una sola definición. No obstante, del conjunto de definiciones (por ejemplo, Cárdenas, et al., 2017; Gómez-Campos, et al., 2010), resulta claro que la fatiga es cuantificable a través de los efectos que produce en la capacidad de movimiento, debido a que la capacidad muscular para generar fuerza se ve afectada (Zahir, et al., 2017). La fatiga se puede clasificar en, periférica, que es de tipo metabólica y afecta a los músculos, órganos y sistemas implicados en la actividad inmediata; y central, que

repercute en el sistema nervioso central y la placa motora. Durante el juego la fatiga periférica varía en función de la frecuencia y temporalidad de las acciones realizadas, sin presentar niveles y efectos constantes ni crecientes en el tiempo. Mientras tanto, la fatiga central se manifiesta en la fase final de los encuentros y con la acumulación de partidos, más que nada al final de los calendarios competitivos. Por la naturaleza de los deportes colectivos, los sistemas energéticos participan de forma aleatoria y combinan diferentes sensaciones de fatiga (Solé, 2017).

A pesar de que su validez ecológica (Chang, et al., 2022), es decir, que en su diseño se respeten las demandas de complejidad de los comportamientos del mundo real (en este caso la situación de competencia), es a veces puesta en tela de juicio, una forma de controlar el ritmo y la intensidad de juego y potencialmente afectar el grado de fatiga periférica son las simulaciones de partidos (Bendiksen, et al., 2012; Nicholas, et al., 2000; Rodríguez-Giustiniani, et al., 2022; Russell, et al., 2011a; Russell, et al., 2011b). Por su parte, la metodología observacional (Anguera y Hernández Mendo, 2013), es una forma eficaz para analizar cómo durante algunos periodos de tiempo dentro del partido, hay variaciones en la eficacia de las acciones que se pueden asociar con el grado de fatiga periférica, si bien existen algunas contradicciones en este sentido (Rampinini, et al., 2009; Russell, et al., 2013; Solé, 2017).

Aunque existen estudios que evalúan los efectos de la fatiga sobre la ejecución de gestos técnicos en futbolistas (por ejemplo, Rostgaard, et al., 2008), estos se han realizado en su mayoría en situaciones controladas de laboratorio. El análisis del efecto que producen los cambios de intensidad sobre los gestos técnicos más relevantes para el desarrollo del juego en un contexto ecológico, surge como un primer eslabón necesario para la discusión de los efectos de la fatiga periférica sobre el rendimiento y la incidencia de lesiones en futbolistas.

1.3 SOBRE LOS CAMBIOS DE DIRECCIÓN Y LA RELEVANCIA DE SU ANÁLISIS EN EL FÚTBOL.

La técnica de movimiento durante un cambio de dirección puede presentar muchas variantes. No obstante, existen una serie de aspectos generales comunes en los cambios de

dirección que constituyen la base para el diseño del entrenamiento de estos movimientos; como ser: descenso del centro de masa corporal (CoM), inclinación del tronco hacia el lado en que se realiza el cambio y un apoyo del pie no demasiado alejado de la línea medial del cuerpo (Dempsey, et al., 2007; Sheppard y Young, 2006). La información presentada al final del apartado 1.1, sugiere que dentro de las actividades de alta intensidad que resultan relevantes para el rendimiento y la integridad física de los futbolistas, los cambios de dirección ocupan un sitio de destaque. Esta idea queda confirmada si se considera que durante un partido se realizan entre 1200 y 1800 de estas acciones (Bangsbo, 1992). La mayoría de las mismas implican una variación del sentido del movimiento en el plano horizontal de entre 0° y 60°, pudiendo llegar hasta los 90° (Bloomfield, et al., 2007a; Martínez-Hernández, et al., 2022). En cuanto a su asociación con el rendimiento, se sostiene que la “eficacia” de estos esfuerzos a máxima intensidad es determinante para el resultado final del juego, dado que la acción de cambiar de dirección tanto por parte de atacantes como defensores tiene gran relevancia sobre las secuencias ofensivas culminadas en gol (Martínez-Hernández, et al., 2022; Schulze, et al., 2022). Los jugadores de fútbol entrenan los cambios de dirección comenzando desde progresiones técnicas, en las cuales se ejercitan patrones de movimiento, pasando por carreras estereotipadas con movimientos deportivos específicos secuenciados, y por último en situaciones de espacios reducidos (Martínez-Hernández, et al., 2022; Turner y Stewart, 2014). No obstante, a pesar de la importancia de estas acciones, son escasos los estudios con futbolistas profesionales desde un enfoque mecánico-fisiológico, donde además se tomen en cuenta situaciones de relevancia en el juego, como por ejemplo los pasajes de la competencia donde se acumulan varios esfuerzos de alta y muy alta intensidad (Harper, et al., 2019) separados por escasos tiempos de recuperación que generan una fatiga aguda o periférica (Solé, 2017). Varios autores sugieren que comprender más sobre el mecanismo de funcionamiento de los cambios de dirección en el fútbol puede contribuir al diseño de entrenamientos con el objetivo de mejorar el rendimiento y a disminuir el riesgo de sufrir lesiones que conllevan estas habilidades específicas de movimiento (Lockie, et al., 2014a; Lockie, et al., 2014b; Maniar, et al., 2019; Martínez-Hernández, et al., 2022; McCormick, et al., 2016; Turner y Stewart, 2014).

Un cambio de dirección se puede dividir en cuatro fases: aceleración inicial, desaceleración preliminar, apoyo del pie de salida y re-aceleración (Dos’Santos, et al., 2019).

A partir de sus diferentes perfiles biomecánicos se pueden distinguir tres variantes de cambios de dirección; de salida abierta, de salida cruzada y de salida dividida (Dos'Santos et al., 2019). Si bien la contribución durante el contacto para el soporte, freno y propulsión del centro de masa corporal está asociada con las fuerzas de reacción vertical y horizontal, respectivamente (De Hoyo, et al., 2015; Maniar, et al., 2019; Spiteri, et al., 2013); la contribución de las fuerzas de reacción mediolaterales es de gran relevancia para acelerar el cuerpo fuera del plano sagital. De esta manera, para su análisis los cambios de dirección se pueden dividir en diferentes fases asociadas a los cambios en los componentes de fuerza (Cassiolas, et al., 2023; Dos'Santos, et al., 2020; Oxendale, 2021; Zago, et al., 2021) y el análisis de variables asociadas a estas fases permite discutir la capacidad de realizar diferentes tipos de contracción de forma de gestionar las fuerzas por parte del deportista (Dos'Santos, et al., 2017). Dado que las maniobras de agilidad requieren de una cierta toma de decisión en función de la información del contexto que la rodea. Durante tales maniobras, entre las que se encuentran los cambios de dirección, un control neuromuscular eficiente es esencial para ejecutar una respuesta motriz coordinada mediante la integración entre las acciones musculares programadas corticalmente y las reflejas. Estos mecanismos desencadenados harán posible una aplicación de fuerza para lograr valores de impulso durante las diferentes fases del movimiento que permitan una óptima posición del cuerpo (Dos'Santos, et al., 2017; Spiteri, et al., 2015). De todas formas, Hug (2011) señala que los cambios en los tiempos de la actividad muscular no necesariamente están relacionados a cambios en los patrones de fuerza. Aunque existe un buen número de estudios que incluyen el análisis de registros de fuerza durante cambios de dirección en futbolistas (Cassiolas, et al., 2023; Li, et al., 2021; Zago, et al., 2021). No se constataron investigaciones a nivel cinético de cambios de dirección en un contexto de acción defensiva, que representa para el jugador un esfuerzo de frenado rápido para dirigirse luego de la reacción a un estímulo (del atacante) en una dirección previamente desconocida.

Finalmente, existen datos importantes respecto a la relación que existe entre la ejecución de cambios de dirección y las lesiones deportivas. En este contexto el dato de más relevancia para el fútbol viene dado por un estudio epidemiológico (Fauno y Wulff, 2006). En ese trabajo se indica que el 53% de las lesiones de Ligamento Cruzado Anterior (LCA) en el fútbol se producen realizando un cambio de dirección cuando el pie queda fijo, y el

resto del cuerpo gira. Este porcentaje resulta alarmante si se considera que la lesión del LCA es la más común dentro de las lesiones de rodilla (Pauzenberger, et al., 2013). Suponiendo más de un 50% de las lesiones de esta articulación según Joseph et al. (2012) y pudiendo llegar a alcanzar hasta el 90% según Woo et al. (2006). Se trata de una lesión que incapacita de forma inmediata y requiere un largo período de recuperación hasta el retorno a la competencia independientemente del tratamiento elegido (conservador frente a quirúrgico).

En concreto existen fundamentos tanto asociados al rendimiento como al riesgo de lesión que justifican el estudio cinético y electromiográfico de cambios de dirección en un contexto con validez ecológica, como ser los que ocurren en acciones defensivas.

1.4 SOBRE VARIABLES CINÉTICAS, ELECTROMIOGRÁFICAS Y SU RELEVANCIA.

El análisis del mecanismo de los cambios de dirección puede realizarse con diferentes enfoques. Uno de estos es el cinético, que está referido al análisis de las fuerzas que producen el movimiento.

Desde una visión integrada, se puede ver a la Fuerza como la capacidad del sistema neuromuscular de generar tensión, lo que permite mover nuestro propio cuerpo y/o una resistencia externa. (González Badillo et al. citado por Marcos Soriano, 2022). Dicha definición contempla a la fuerza desde dos perspectivas; por un lado, la contracción muscular, tratándose de una visión interna, a la que Aguado-Jódar et al. (1999), proponen asignarle el término de “producción de fuerza”, incluso desaconsejando el uso del término tensión, para no confundirlo con su significado mecánico (Fuerza/Superficie) y por otro lado la manifestación de la fuerza.

En cuanto a la producción de fuerza varios factores influyen sobre esta, entre otros: cardiovasculares, hormonales, nerviosos, musculares y mecánicos. Desde el punto de vista mecánico se destacan, el pre-estiramiento y la sección muscular. Cualquiera de estos factores pueden verse modificados por el entrenamiento o diferentes condiciones; como ser: los tipos de entrenamiento, las poblaciones y el grado de fatiga, entre otros.

Por su parte, la manifestación de la fuerza está referida al resultado de la producción de fuerza, cuantificable a través de su acción frente a una resistencia o carga (Aguado-Jódar, et al., 1999). La manifestación de fuerza se ve reflejada en la magnitud de la carga soportada y la velocidad con la que ésta se desplaza. Según lo expresado en Aguado-Jódar et al. (1999), diferentes variables como: posiciones y rangos articulares, velocidad del movimiento, frecuencia de repeticiones y series, y la potencia pueden considerarse representativas de la manifestación de la fuerza. No obstante, la forma más específica para cuantificar la manifestación de la fuerza es la propia entidad física registrada a la que podemos denominar fuerza de salida (Samozino, et al., 2014). Diferentes parámetros de la fuerza de salida en el tiempo, se pueden utilizar para discutir los efectos de diferentes situaciones o procesos sobre la manifestación de la fuerza, para a partir de ellos sugerir cambios a nivel de la generación de fuerza.

Entre los parámetros de fuerza en el tiempo que se han utilizado con tales fines encontramos valores directos como máximos de fuerza y tiempos de aplicación (Cassiolas, et al., 2023; Li, et al., 2021; Oxendale, 2021; Rolley, et al., 2023; Wdowski, et al., 2021; Zago, et al., 2021) y los valores medios durante un determinado periodo de interés o fase del movimiento (Cassiolas et al., 2023; Wdowski et al., 2021). Pero además es posible obtener otras variables de relevancia operando con los valores de fuerza y tiempo, como el impulso mecánico y la tasa de fuerza (Cassiolas, et al., 2023; Harper, et al., 2020, Jiménez-Reyes, et al., 2019; Rolley, et al., 2023; Wdowski, et al., 2021; Zago, et al., 2021).

El impulso mecánico es una magnitud vectorial que corresponde al producto de la fuerza por el tiempo y se puede determinar calculando la integral de la fuerza en el tiempo (área bajo la curva fuerza-tiempo) (Newton, 1726). El impulso representa o corresponde a la variación de cantidad de movimiento (producto entre masa y velocidad), y de allí su importancia. Los impulsos netos totales calculados de las curvas de las componentes de fuerza en las distintas direcciones, tanto en carrera recta como en cambios de dirección (Wdowski, et al., 2021), así como los impulsos asociados a las fases de frenado y propulsión (dirección antero-posterior) (Li, et al., 2021; Murata, et al., 2018; Nagahara, et al., 2019) o aceptación y elevación del peso (dirección vertical) (Li, et al., 2021; Murata, et al., 2018;

Nagahara, et al., 2019; Oxendale, 2021) contribuyen a entender los efectos de diferentes condiciones sobre la capacidad de movimiento.

En cuanto a la tasa de fuerza, esta corresponde a la variación de la magnitud de una fuerza en el tiempo y una forma de llevar a cabo su cálculo es a través de la determinación de la pendiente de fuerza en el tiempo luego de realizar un ajuste lineal en un tramo del gráfico fuerza-tiempo. Uno de los valores más utilizados es la tasa de fuerza en el periodo que va del contacto inicial al primer valor máximo en la dirección vertical (Wdowski, et al., 2021). En términos generales una mayor tasa de fuerza durante ese período, se asocia con un mayor riesgo de sufrir una lesión. Esto se debe a que las características mecánicas de los materiales biológicos que conforman el aparato locomotor, determinan que exista un comportamiento más rígido a medida que aumenta la tasa de fuerza (Knudson, 2021).

Así, los valores máximos, los impulsos y las tasas de fuerza constituyen un conjunto de parámetros cinéticos de interés para evaluar los efectos que los cambios en las condiciones físicas de los deportistas pueden tener sobre la ejecución de los cambios de dirección.

Por otra parte, la electromiografía de superficie (EMG), se destaca como abordaje metodológico para el estudio y evaluación del movimiento por permitir estimar la participación de los músculos en el movimiento a partir de su actividad. Se trata de una técnica de monitoreo de la actividad eléctrica de las membranas excitables de las unidades motoras que constituyen los músculos, realizada desde la superficie corporal (De Luca, 2006; Enoka, 2000). Como la señal electromiográfica es la suma algebraica de todas las señales detectadas en cierta área, puede ser afectada tanto por las características musculares (anatómicas y fisiológicas), así como por el control del sistema nervioso (Enoka, 2000).

La regulación de la fuerza muscular requiere mayor cantidad de fibras activadas e incrementos de la tasa de activación de esas fibras (De Luca, 2006). Así el análisis de la amplitud de las señales EMG puede brindar información temporal sobre el grado de participación muscular. Para acceder a este tipo de información son necesarios una serie de procesamientos. Entre estos se encuentran la normalización de las escalas de tiempo (Darendeli, et al., 2023; Einarsson, et al., 2020; Hader, et al., 2016; Hansen, et al., 2017; Maniar, et al., 2019; Rand y Ohtsuki, 2000; Zebis, et al., 2008; Zebis, et al., 2011), que

permita comparar ciclos de diferente duración durante un determinado movimiento o bien comparar condiciones en las que se realiza un movimiento. La forma más común es convertir linealmente el eje de tiempo a partir de las unidades de tiempo de registro a un eje que represente porcentaje del ciclo (Hug, 2011).

Por su parte, es habitual realizar una normalización de la amplitud de EMG. Este paso es necesario si se pretende comparar el nivel de actividad muscular entre diferentes músculos o para un mismo músculo de diferentes sujetos. En este caso el procedimiento más utilizado es tomar como referencia el valor obtenido durante una contracción voluntaria máxima en la que el músculo en cuestión tiene una participación preponderante (Hug, 2011). Dentro de los parámetros standard de la amplitud de EMG se encuentran como ejemplo: valores máximos de activación, mínimos, el área, y la pendiente. El valor máximo (Arpinar-Avsar y Celik, 2019; Darendeli, et al., 2023; Einarsson, et al., 2020; Hansen, et al., 2017; Maniar, et al., 2019; Zebis, et al., 2008; Zebis, et al., 2011) es significativo para curvas promediadas, siendo una modificación razonable el cálculo del máximo promedio. El valor medio (Einarsson, et al., 2020; Hader, et al., 2016) de la amplitud del intervalo de análisis seleccionado, describe la entrada de inervación bruta de un músculo seleccionado para una tarea dada y con un buen funcionamiento para análisis comparativos. Finalmente, el área, es decir la integral bajo la curva de amplitud (I-EMG) para un cierto periodo de análisis es una de las variables más utilizadas (Darendeli, et al., 2023; Einarsson, et al., 2020; Hansen, et al., 2017; Konrad, 2005; Rand y Ohtsuki, 2000).

El análisis de movimientos acíclicos como el cambio de dirección con EMG, puede presentar gran variabilidad debido a los métodos de procesamiento que se sumen a la variabilidad asociada con los patrones de EMG, el “delay” electromecánico, y/o la fatiga neuromuscular (Hug, 2011). No obstante, este enfoque ha sido utilizado por varios autores en los últimos años para el estudio de diferentes tipos de cambio de dirección (Maniar et al., 2019; Rand y Ohtsuki, 2000).

1.5. PROPÓSITO DE LA TESIS.

Desde el punto de vista metodológico, el trabajo realizado está dividido en tres etapas.

Una primera etapa estuvo dedicada a estimar el efecto de los cambios de intensidad que ocurren durante un partido sobre actividades asociadas con el rendimiento individual de jugadores de fútbol. Para ello se llevó adelante un abordaje experimental en campo donde se puso a prueba un test que simula mediante la ejecución de tareas específicas las acciones de un partido de fútbol. Durante el mismo se realizaron cuantificaciones de un conjunto de aspectos técnicos y físicos.

Una segunda etapa estuvo dedicada al estudio de un gesto técnico en particular (un tipo de cambio de dirección) desde un enfoque cinético. El foco estuvo en analizar cómo tiempos, valores de fuerza, impulsos y tasas de fuerza, durante las diferentes fases que componen el tiempo de apoyo se pueden ver alterados cuando el gesto se realiza en una condición semejante al inicio de un partido y en una condición que implica un alto grado de fatiga (similar al alcanzado durante el transcurso de una competencia). Dado que el instrumental con el que se contaba para esto (plataforma de fuerzas) no es trasladable al campo de juego, esta parte del estudio se realizó en condiciones de laboratorio.

La tercera etapa, estuvo dedicada al análisis de las acciones de los principales músculos implicados durante el cambio de dirección. Esto fue abordado recurriendo a electromiografía de superficie, para lo que se utilizó un sistema portátil que permitió analizar la situación con y sin fatiga en el propio campo de juego. El foco estuvo en identificar si variables asociadas con el nivel de activación muscular durante los pasos que quedan incluidos en el ciclo donde ocurre el cambio de dirección que semeja una situación defensiva resultan fiables, además de realizar un primer análisis descriptivo de sus valores cuando la acción se realiza con y sin fatiga muscular.

Cada una de las etapas se presenta en formato de trabajo científico, constituyendo los capítulos 2, 3 y 4 de esta tesis.

1.6. OBJETIVOS DE LA TESIS.

Objetivo general:

Obtener nuevo conocimiento respecto a los efectos de los cambios de intensidad durante el juego sobre actividades de carácter técnico asociadas con el rendimiento y el riesgo de lesión en jugadores de fútbol, con énfasis particular en el análisis biomecánico de un tipo de cambio de dirección asociado a una acción defensiva.

Objetivos específicos:

Estudio 1: Evaluar los efectos de diferentes intensidades y periodos de tiempo sobre un conjunto de acciones físicas y técnicas que se consideran determinantes del rendimiento en jugadores de fútbol de campo durante el primer bloque del Copenhagen Soccer Test.

Estudio 2: Contribuir a la comprensión de las características cinéticas de los cambios de dirección en el fútbol a partir del análisis de las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo durante las diferentes fases de los cambios de dirección abiertos a 45° con miembro no dominante, tomando como factor la fatiga, a los efectos de brindar información útil para el diseño de entrenamiento y prevención de lesiones

Estudio 3: Evaluar la variabilidad interna (o consistencia) de los COD y las variables de activación muscular obtenidas mediante electromiografía de superficie para diez músculos durante el paso preparatorio y el de apoyo en cambios de dirección a 45° que emulan una típica acción defensiva durante el “pressing” en fútbol, considerando las condiciones de fatiga y no fatiga.

1.7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Aguado-Jódar, X., Grande-Rodríguez, I., y López-Elvira, J. L. (1999). Consideraciones sobre conceptos y clasificaciones de la fuerza muscular desde el punto de vista mecánico. In Amelia Ferro (Ed.), *Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración*. (pp. 7-26). Madrid: Consejo Superior de Deportes
- Akenhead, R., Hayes, P. R., Thompson, K. G., y French, D. (2013). Diminutions of acceleration and deceleration output during professional football match play. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(6), 556-561. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.12.005>
- Anguera, M. T., y Hernández Mendo, A. (2013). Observational methodology in sport sciences. E-balonmano.com: Revista de Ciencias del Deporte, 9(3), 135-160. ISSN 1885 – 7019
- Arpinar-Avsar, P., y Celik, H. (2020). Does minimizing co-contraction increase agility test performance? *Isokinetics and Exercise Science*, 28(2), 111-118. <https://doi.org/10.3233/IES-192217>
- Bangsbo, J. (1992). Time and motion characteristics of competition soccer. *Science Football*, 6(2), 34-40
- Bendiksen, M., Bischoff, R., Randers, M. B., Mohr, M., Rollo, I., Suetta, C., y Krstrup, P. (2012). The Copenhagen Soccer Test: Physiological Response and Fatigue Development. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(8), 1595-1603. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31824cc23b>
- Bloomfield, J., Polman, R., y O'Donoghue, P. (2007a). Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. *Journal of sports science & medicine*, 6(1), 63-70. PMID: 24149226
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin Jr, J. A., y Garrett Jr, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23, 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>

- Cárdenas, D., Conde-González, J., y Perales, J. C. (2017). La fatiga como estado motivacional subjetivo. *Revista andaluza de Medicina del Deporte*, 10(1), 31-41. <http://doi.org/10.1016/j.ramd.2016.04.001>
- Cassiolas, G., Di Paolo, S., Marchiori, G., Grassi, A., Della Villa, F., Bragonzoni, L., Visani, A., Giavaresi, G., Fini, M., Zaffagnini, S., y Lopomo, N. F. (2023). Knee Joint Contact Forces during High-Risk Dynamic Tasks: 90° Change of Direction and Deceleration Movements. *Bioengineering*. 10(2), 179. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10020179>
- Chang, M., Büchel, D., Reinecke, K., Lehmann, T., y Baumeister, J. (2022). Ecological validity in exercise neuroscience research: A systematic investigation. *European Journal of Neuroscience*, 55(2), 487-509
- Currell, K., Conway, S., y Jeukendrup, A. E. (2009). Carbohydrate Ingestion Improves Performance of a New Reliable Test of Soccer Performance. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 19(1), 34-46. <https://doi.org/10.1123/ijsnem.19.1.34>
- Darendeli, A., Ertan, H., y Enoka, R. M. (2023). Comparison of EMG activity in leg muscles between overground and treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 55(3), 517-524. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000003055>
- De Hoyo, M., Torre, A., De la Fuente, F., Sañudo, B., Carrasco, L., Mateo-Cortes, J., Domínguez-Cobo, S., Fernandes, O., y Gonzalo-Skok, O. (2015). Effects of eccentric overload bout on change of direction and performance in soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 36(4), 308–314. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1395521>
- De Luca, C. (2006). Electromyography. In: *Encyclopedia of medical devices and instrumentation* (98-109). Ed. JG Webster, John Wiley Publisher. <https://doi.org/10.1002/0471732877.emd097>

- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J., y Russo, K. A. (2007) The Effect of Technique Change on Knee Loads during Sidestep Cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(10). pp. 1765-1773. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31812f56d1>
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Jones, P.A., y Comfort, P. (2017). Mechanical determinants of faster change of direction speed performance in male athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(3), 696-705. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001535>
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., y Jones, P. A. (2019). The effect of training interventions on change of direction biomechanics associated with increased anterior cruciate ligament loading: A scoping review. *Sports Medicine*, 49(12), 1837-1859. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01171-0>
- Dos'Santos, T., McBurnie, A., Thomas, C., Comfort, P., y Jones, P.A. (2020). Biomechanical determinants of the modified and traditional 505 change of direction speed test. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(5), 1285–1296. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003439>
- Einarsson, E., Thomson, A., Sas, B., Hansen, C., Gislason, M., y Whiteley, R. (2021). Lower medial hamstring activity after ACL reconstruction during running: a cross-sectional study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 7(1), e000875. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000875>
- Enoka, R. M. (2000). *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. São Paulo: Manole
- Fauno P., y Wulff, J. B. (2006). Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 27(1), 75-79. <https://doi.org/10.1055/s-2005-837485>
- Forcher, L., Forcher, L., Härtel, S., Jekauc, D., Wäsche, H., Woll, A., Gross, T., y Altmann, S. (2022). Does Technical Match Performance in Professional Soccer Depend on the Positional

Role or the Individuality of the Player? *Frontiers in Psychology*, 13, 1-13.
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2022.813206>

Gómez-Campos, R., Cossio-Bolaños, M. A., Minaya, M. B., y Hochmuller-Fogaca, R. T. (2010). Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 10(40), 537-555

Granero-Gil, P., Bastida-Castillo, A., Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., de la Cruz Sánchez, E., y Pino-Ortega, J. (2020). Influence of contextual variables in the changes of direction and centripetal force generated during an elite-level soccer team season. *International journal of environmental research and public health*, 17(3), 967.
<https://doi.org/10.3390/ijerph17030967>

Gualtieri, A., Rampinini, E., Dello Iacono, A., y Beato, M. (2023). High speed running and sprinting in professional adult soccer: Current thresholds definition, match demands and training strategies. A systematic review. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1116293.
<https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1116293>

Hader, K., Mendez-Villanueva, A., Palazzi, D., Ahmaidi, S., y Buchheit, M. (2016). Metabolic power requirement of change of direction speed in young soccer players: not all is what it seems. *Plos one*, 11(3), e0149839. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0149839>

Hansen, C., Einarson, E., Thomson, A., y Whiteley, R. (2017). Peak medial (but not lateral) hamstring activity is significantly lower during stance phase of running. An EMG investigation using a reduced gravity treadmill. *Gait & posture*, 57, 7-10.
<http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.012>

Harper, D. J., Carling, C., y Kiely, J. (2019). High-intensity acceleration and deceleration demands in elite team sports competitive match play: a systematic review and meta-analysis of observational studies. *Sports Medicine*, 49, 1923-1947. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01170-1>

- Harper, D. J., Cohen, D. D., Carling, C., y Kiely, J. (2020). Can countermovement jump neuromuscular performance qualities differentiate maximal horizontal deceleration ability in team sport athletes? *Sports*, 8(6), 76. <https://doi.org/10.3390/sports8060076>
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of electromyography and kinesiology*, 21(1), 1-12. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.009>
- Jiménez-Reyes, P., Cross, M., Ross, A., Samozino, P., Brughelli, M., Gill, N., y Morin, J. B. (2019). Changes in mechanical properties of sprinting during repeated sprint in elite rugby sevens athletes. *European Journal of Sport Science*, 19(5), 585-594. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1542032>
- Joseph, A. M., Collins, C. L., Henke, N. M., Yard, E. E., Fields, S. K., y Comstock. R. D. (2012). A multisport epidemiologic comparison of anterior cruciate ligament injuries in high school athletics. *Journal of Athletic Training*, 48 (6), 810-817. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.6.03>
- Knudson, D. (2021). Mechanics of the musculoskeletal system. In *Fundamentals of biomechanics* (pp. 55-78). Cham: Springer International Publishing.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale, AZ, USA: Noraxon Inc
- Li, X., Li, C., Cui, Y., y Wong, D. P. (2021). Acute kinematics and kinetics changes to wearable resistance during change of direction among soccer players. *Research in Sports Medicine*, 29(2), 155-169. <https://doi.org/10.1080/15438627.2020.1770761>
- Lockie, R. G., Schultz, A. B., Callaghan, S. J., Jeffries M. D., y Luczo T. M. (2014a). Contribution of leg power to multidirectional speed in field sport athletes. *Journal of Australian Strength & Conditioning*, 22(2), 16-24. ISSN 1835 – 7644
- Lockie, R. G., Schultz, A. B., Callaghan, S. J., y Jeffries M. D. (2014b). The effects of traditional and stopping speed and agility training on multidirectional speed and

- athletic function. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(6), 1538-1551.
<https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000000309>
- Malone, S., Owen, A., Mendes, B., Hughes, B., Collins, K., y Gabbett, T. J. (2018). High-speed running and sprinting as an injury risk factor in soccer: Can well-developed physical qualities reduce the risk? *Journal of science and medicine in sport*, 21(3), 257-262.
<http://doi.org/doi:10.1016/j.jsams.2017.05.016>
- Maniar, N., Schache, A. G., Cole, M. H., y Opar, D. A. (2019). Lower-limb muscle function during sidestep cutting. *Journal of Biomechanics*, 82, 186-192.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.021>
- Martínez-Hernández, D., Quinn, M., y Jones, P. (2022). Linear Advancing Actions Followed by Decelerations and Turn Are the Most Common Movements Preceding Goals in Male Professional Soccer. *Science and Medicine in Football*, 7(1), 25-33.
<https://doi.org/10.1080/24733938.2022.2030064>
- McCormick, B. T., Hannon, J. C., Newton, M., Shultz, B., Detling N., y Young W. B. (2016). The effects of frontal- and sagittal-plane plyometrics on change-of-direction speed and power in adolescent female basketball players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11 (1), 102-107. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0058>
- Mendiguchia, J., Conceição, F., Edouard, P., Fonseca, M., Pereira, R., Lopes, H., Morín, J. B., y Jiménez-Reyes, P. (2020). Sprint versus isolated eccentric training: Comparative effects on hamstring architecture and performance in soccer players. *Plos one*, 15(2), e0228283.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0228283>
- Morgan, O., Drust, B., Ade, J. D., y Robinson, N. (2021). Change of direction frequency off the ball: New perspectives in elite youth soccer. *Science and Medicine in Football*, 6(4), 473-482.
<https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1986635>
- Murata, M., Takai, Y., Kanehisa, H., Fukunaga, T., y Nagahara, R. (2018). Spatiotemporal and kinetic determinants of sprint acceleration performance in soccer players. *Sports*, 6(4), 169.
<https://doi.org/10.3390/sports6040169>

- Nagahara, R., Amini, E., Marcon, K. C. C., Chen, P. W., Chua, J., Eiberger, J., Futralan, N. J. C., Lye, J., Pantovic, M. M., Starczewski, M., Sudsa-ard, K., Sumartiningsih, S., Wang, C. Y., William, T. B., Kasujja, T., y Gujar, T. A. (2019). Influence of the intention to lean the body forward on kinematics and kinetics of sprinting for active adults. *Sports*, 7(6), 133. <https://doi.org/10.3390/sports7060133>
- Newton, I. (1726). *Philosophiæ naturalis principia mathematica*. Londini: Apud G. & J. Innys
- Nicholas, C. W., Nuttall, F. E., y Williams, C. (2000). The Loughborough Intermittent Shuttle Test: A field test that simulates the ac-tivity pattern of soccer. *Journal of Sports Sciences*, 18(2), 97-104. <https://doi.org/10.1080/026404100365162>
- Oxendale, C. (2021). *The internal and external demands of multi-directional running and the subsequent effect on side cut biomechanics in male and female team sport athletes*. [Tesis de doctorado no publicada]. University of Chester
- Pauzenberger, L., Syré, S., y Schurz, M. (2013). “Ligamentization” in Hamstring Tendon Grafts After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of the Literature and a Glimpse Into the Future. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic y Related Surgery*, 29(10), 1712-1721. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.05.009>
- Rampinini, E., Impellizzeri, F. M., Castagna, C., Azzalin, A., y Bravo, D. F., y Wisløff, U. (2008). Effect of Match-Related Fatigue on Short-Passing Ability in Young Soccer Players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(5), 934-942. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181666eb8>
- Rampinini, E., Impellizzeri, F. M., Castagna, C., Coutts, A. J., y Wisløff, U. (2009). Technical performance during soccer matches of the Italian Serie A league: Effect of fatigue and competitive level. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1), 227-233. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.002>

- Rand, M. K., y Ohtsuki, T. (2000). EMG analysis of lower limb muscles in humans during quick change in running directions. *Gait & posture*, 12(2), 169-183. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00073-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00073-4)
- Rienzi, E., Drust, B., Reilly, T., Carter, J. E., y Martin, A. (2000). Investigation of anthropometric and work-rate profiles of elite South American international soccer players. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 40(2), 162-169. PMID: 11034438
- Rodriguez-Giustiniani, P., Rollo, I., y Galloway, S. D. R. (2022). A preliminary study of the reliability of soccer skill tests within a modified soccer match simulation protocol. *Science and Medicine in Football*, 6(3), 363-371. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1972137>
- Rolley, T., Gill, S. D., Keast, M., Reade, T., Page, R., Bonacci, J., Stella, J., Johnson, B., y Fox, A. (2023). Anticipatory effects on side-step cutting biomechanics in Women's Australian Football League players. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(2), e001587. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-001587>
- Rostgaard, T., Iaia, F. M., Simonsen, D. S., y Bangsbo, J. (2008). A Test to Evaluate the Physical Impact on Technical Performance in Soccer. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 283-292. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31815f302a>.
- Rudisill, S. S., Varady, N. H., y Martin, S. D. (2023). Evidence-Based Hamstring Injury Prevention and Risk Factor Management: A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *The American journal of sports medicine*, 51(7), 1927-1942. <https://doi.org/10.1177/03635465221083998>
- Russell, M., Benton, D., y Kingsley, M. (2011a). The Effects of Fatigue on Soccer Skills Performed During a Soccer Match Simulation. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(2), 221-233. <https://doi.org/10.1123/ijsp.6.2.221>

- Russell, M., Rees, G., Benton, D., y Kingsley, M. (2011b). An Exercise Protocol that Replicates Soccer Match-Play. *International Journal of Sports Medicine*, 32(07), 511-518. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1273742>
- Russell, M., Rees, G., y Kingsley, M. I. (2013). Technical demands of soccer match play in the English championship. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(10), 2869-2873. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e318280cc13>
- Samozino, P., Rejc, E., di Prampero, P. E., Belli, A., y Morin, J. B. (2014). Force–velocity properties’ contribution to bilateral deficit during ballistic push-off. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46, 107–114. doi:10.1249/MSS.0b013e3182a124fb
- Schulze, E., Julian, R., y Meyer, T. (2022). Exploring factors related to goal scoring opportunities in professional football. *Science and Medicine in Football*, 6(2), 181-188. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1931421>
- Sheppard, J. M., y Young, W. B. (2006). Agility literature review: Classifications, training and testing, *Journal of Sports Sciences*, 24(9), 919-932. <http://doi.org/10.1080/02640410500457109>
- Solé, J. (2017). ¿Cómo se expresa la fuerza en el tiempo? In F. Seirul-lo (Ed.), *El entrenamiento en los deportes de equipo* (pp. 130-165). Barcelona: Mastercede
- Soriano, M. (2022). *Estrategias prácticas para optimizar el entrenamiento de fuerza y rendimiento neuromuscular*. [Diapositiva PowerPoint]. fisiologiadelejercicio.com
- Spiteri, T., Cochrane, J. L., Hart, N.H., Haff, G. G., y Nimphius, S. (2013). Effect of strength on plant foot kinetics and kinematics during a change of direction task. *European Journal of Sport Science*, 13(6), 646–652. <http://doi.org/10.1080/17461391.2013.774053>
- Spiteri, T., Newton, R. U., y Nimphius, S. (2015). Neuromuscular strategies contributing to faster multidirectional agility performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 629-636. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.009>

- Tierney, P. J., Young, A., Clarke, N. D., y Duncan, M. J. (2016). Match play demands of 11 versus 11 professional football using global positioning system tracking: Variations across common playing formations. *Human Movement Science*, 49, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2016.05.007>
- Timmins, R. G., Bourne, M. N., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., y Opar, D. A. (2016). Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. *British journal of sports medicine*, 50(24), 1524-1535. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095362>
- Turner, A. N., y Stewart, P. F. (2014). Strength and conditioning for soccer players. *Strength & Conditioning Journal*, 36(4), 1-13. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000054>
- Wdowski, M. M., Clarke, N., Eyre, E. L. J., Morris, R., Noon, M., Eustace, S. J., Hankey, J., Raymond, L. M., y Richardson, D. L. (2021). The effect of fatigue on first stance phase kinetics during acceleration sprint running in professional football players. *Science and Medicine in Football*, 5(2), 90-96. <https://doi.org/10.1080/24733938.2020.1799064>
- Woo, S.L. Y., Abramowitch, S. D., Kilger, R., y Liang R. (2006). Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 1-20. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.025>
- Zago, M., David, S., Bertozzi, F., Brunetti, C., Gatti, A., Salaorni, F., Tarabini, M., Galvani, C., Sforza, C., y Galli, M. (2021). Fatigue Induced by Repeated Changes of Direction in Elite Female Football (Soccer) Players: Impact on Lower Limb Biomechanics and Implications for ACL Injury Prevention. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 666841. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.666841>
- Zahir, F., Budhwar, R., Gonsalves, G., Green, L., y Barua, A. (2017). The physiological basis of neuromuscular fatigue during high intensity exercise. *STEM Fellowship Journal*, 3(2), 1-3. <https://doi.org/10.17975/sfj-2017-011>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Døssing, S., Alkjær, T., Magnusson, S. P., Kjaer, M., y Aagaard, P. (2008). The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during

sidecutting in female elite soccer and handball players. *Clinical journal of sport medicine*, 18(4), 329-337. <https://doi.org/10.1097/jsm.0b013e31817f3e35>

Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Alkjaer, T., Suetta, C., Mortensen, P., Kjaer, M., y Aagaard, P. (2011). Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(6), 833-840. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01052.x>

CAPÍTULO 2.

ANÁLISIS DEL IMPACTO DE DIFERENTES INTENSIDADES Y PERIODOS DE TIEMPO EN EL RENDIMIENTO FÍSICO Y TÉCNICO DE JUGADORES PROFESIONALES DE FÚTBOL.

2.1. INTRODUCCIÓN.

Si bien el fútbol es un deporte de equipo donde el éxito depende en gran medida del desempeño colectivo, la contribución individual de cada jugador sigue siendo un aspecto fundamental. La misma puede cuantificarse por varios indicadores y métricas (Falces, et al., 2023), incluidas las habilidades técnicas (Forcher, et al., 2022). Estas habilidades entran dentro de la dimensión ejecutiva del deporte, en interacción con el entorno y con requerimientos de eficacia (Riera, 1995). Según Csanádi (1984), por técnica se entiende la manera de ejecutar todos los movimientos posibles del futbolista incluyendo acciones con y sin el balón. Dentro de las últimas para los jugadores de campo se destacan: la carrera, el cambio de dirección, el salto y la finta. Mientras que los movimientos con balón incluyen el toque, la recepción, el cabeceo, la conducción, el regate o dribbling, las acciones de marca y el saque de banda. Evaluar estas habilidades a lo largo de un partido de fútbol puede proporcionar información valiosa para mejorar la empleabilidad de los jugadores en diferentes etapas durante el transcurso del partido (Barte, et al., 2017) y ayudar en el desarrollo de metodologías de entrenamiento específicas (Delaney, et al., 2018; Forcher, et al., 2022; Martín-Moya, 2022). No obstante, esto implica un desafío metodológico, ya que monitorear el desempeño individual a lo largo de un partido de fútbol requiere identificar momentos cruciales dentro del mismo donde tomar mediciones y llevar esta tarea a cabo sin entorpecer el juego. Las pruebas que simulan el trabajo y la respuesta fisiológica de los jugadores durante un partido de fútbol (Bendiksen, et al., 2012; Brito, et al., 2023; Hamdan y Raja Azidin, 2022; Nicholas, et al., 2000; Rodríguez-Giustiniani, et al., 2022; Russell, et al., 2011a; Russell, et al., 2011b), representan una opción para superar esas dificultades. A pesar de ello, hasta el momento, las simulaciones de partidos no se han utilizado sistemáticamente para evaluar el impacto que las diferentes intensidades observadas durante un juego real tienen sobre las acciones técnicas de los jugadores.

Dependiendo de la pregunta de investigación o aplicación práctica, se pueden utilizar diferentes test de simulación de un partido de fútbol (Field, et al., 2023). Entre ellos, el Copenhagen Soccer Test (CST), una prueba de campo validada que consta de dos bloques de 45 minutos cada uno (Bendiksen, et al., 2012), y cuenta con características que le confieren validez ecológica (Bendiksen, et al., 2012; Reilly, 2005; Russell, et al., 2011b). Durante este test los deportistas siguen un circuito constituido por estaciones donde se desarrollan varias de las acciones técnicas relevantes para los jugadores de campo, modificando la intensidad entre cada vuelta al circuito en base a cambios que se realizan en la estación final. Así el CST, permite evaluar varias acciones técnicas durante el propio desarrollo del mismo y es posible realizar comparaciones entre las diferentes vueltas al circuito. La respuesta fisiológica y la dinámica de cambio de la fatiga generada por el CST son representativas de aquellas observadas durante un partido de fútbol (Bendiksen, et al., 2012).

Una de las acepciones de la fatiga muscular aguda es la incapacidad para sobrellevar una intensidad de ejercicio determinada (Gómez-Campos, et al., 2010). En ese sentido, dos etapas resultan particularmente interesantes durante el transcurso de un partido; después de períodos intensos de corta duración y en la fase inicial del segundo tiempo o al final del primer tiempo (Mohr, et al., 2005). Asociado con esto, existe evidencia clara de cambios fisiológicos significativos ya a los 15 minutos del CST y después de cortos períodos de alta intensidad (Bendiksen, et al., 2012; Impellizzeri, et al., 2008). Por tanto, el impacto de los momentos de alta intensidad, así como los efectos acumulativos más allá de los 15 minutos, son puntos clave de interés para analizar los posibles cambios en acciones técnicas durante el CST, destacándose así la validez de analizar el primer bloque de esta simulación de juego (Brito, et al., 2023; Hamdan y Raja Azidin, 2022). De esta forma, el impacto de los momentos de alta intensidad, siendo los sprints los movimientos más comunes que preceden la consecución de un gol (Martínez-Hernández, et al., 2022), así como los efectos acumulativos de la fatiga más allá de los 15 minutos del protocolo, son elementos de interés para comparar valores de rendimiento.

Dentro del conjunto de las acciones realizadas por jugadores de fútbol de campo, investigaciones anteriores sugieren que la velocidad de sprint, los tiros al arco, el regate y los pases son variables físico/técnicas primordiales para el rendimiento individual de los futbolistas (Bendiksen, et al., 2012; Calle-Jaramillo, et al., 2024; Currell, et al., 2009;

Forcher, et al., 2022; Rampinini, et al., 2008; Rampinini, et al., 2009; Russell, et al., 2011a; Sánchez, et al., 2024; Saputra, et al., 2024). En general, en un mismo estudio de simulación sólo se han analizado una o dos de estas acciones focalizándose en los aspectos físicos (Kusuma, et al., 2024) y, hasta el momento, no se ha considerado el efecto de periodos intensos de corta duración sobre los mismos. La mayoría de los estudios que analizan cambios en la técnica debido a diferentes factores consideran únicamente el número de acciones en análisis observacionales durante los partidos (Forcher, et al., 2022; Sal de Rellán-Guerra, et al., 2019; Yi, et al., 2019; Zhou, et al., 2019) o durante juegos reducidos (Badin, et al., 2016; Soylyu, et al., 2022; Trecroci, et al., 2020). Aunque el fútbol puede verse como un sistema dinámico complejo, donde la suma de las actuaciones individuales no explica la actuación del equipo. Las habilidades y destrezas de cada jugador impactan significativamente en el rendimiento colectivo del partido (Díez, et al., 2021; Falces, et al., 2023; Forcher, et al., 2022). De manera que, existe una reconocida necesidad de evaluar la calidad del rendimiento técnico y su variación durante el juego (Forcher, et al., 2022).

Los resultados de investigaciones anteriores, además de ser escasos y cuestionables metodológicamente, no son consistentes con respecto a cómo los diferentes momentos del juego afectan el desarrollo de las acciones físico/técnicas. Además de la observación de que en estos estudios no se consideraron todas las facetas cruciales del desempeño técnico individual, es esencial señalar que los diferentes análisis se llevaron a cabo con poblaciones de futbolistas con características diferentes. Por otra parte, la validez ecológica de los juegos de simulación utilizados en la mayoría de los casos es objeto de debate. En cuanto a los resultados reportados, si bien algunas investigaciones previas sugieren que los períodos de actividad de alta intensidad afectan aspectos técnicos como los pases cortos (Coratella, et al., 2016), la precisión del tiro y la velocidad de los pases (Russell, et al., 2011b), otros indican que el regate (Russell, et al., 2011a) o la precisión del remate (Ferraz, et al., 2019) no se ven afectados durante un juego o una simulación de juego.

En este capítulo se presenta un trabajo donde utilizando una simulación de juego, se analiza el efecto inmediato de los periodos de alta intensidad y del transcurso del tiempo de juego, sobre un conjunto de acciones físico/técnicas de relevancia para el rendimiento de los futbolistas de campo.

2.2 OBJETIVOS.

Objetivo general.

Evaluar los efectos de diferentes intensidades y periodos de tiempo sobre un conjunto de acciones físicas y técnicas que se consideran determinantes del rendimiento en jugadores de fútbol de campo durante el primer bloque del Copenhagen Soccer Test.

Objetivos específicos.

Estudiar los efectos de diferentes intensidades y periodos de tiempo sobre la velocidad del sprint durante el primer bloque del CST.

Analizar los efectos de diferentes intensidades y periodos de tiempo sobre la calificación del esfuerzo percibido durante el primer bloque del CST.

Estudiar los efectos de diferentes intensidades y periodos de tiempo sobre la precisión del tiro al arco durante el primer bloque del CST.

Analizar los efectos de diferentes intensidades y periodos de tiempo sobre el regate durante el primer bloque del CST.

Estudiar los efectos de diferentes intensidades y periodos de tiempo sobre la precisión de los pases durante el primer bloque del CST.

2.3. HIPÓTESIS.

Basándonos en investigaciones previas que analizaron algunas de estas variables en jugadores de fútbol, se plantean la siguiente hipótesis:

- 1) Se esperan disminuciones en el rendimiento técnico cuando las variables se clasifican por intensidad, mientras que no se esperan cambios cuando se agrupan por periodo de tiempo.
- 2) Las disminuciones de rendimiento técnico que siguen a periodos de alta intensidad se pueden recuperar durante el transcurso de la simulación del juego.

2.4. METODOLOGÍA.

2.4.1 Características de los participantes.

Veintiún jóvenes futbolistas masculinos profesionales, seis delanteros, seis defensores y nueve mediocampistas (18.2 ± 0.4 años, 70.1 ± 5.2 Kg de masa corporal, 183.3 ± 6.1 cm de altura) pertenecientes a la primera categoría de un equipo de la tercera división de Uruguay participaron en el estudio. Criterios de inclusión: 1) Ser jugador de campo. 2) Sin historial de lesiones en los últimos seis meses. 3) Participación en sesiones de entrenamiento y partidos en la primera división del equipo por un mínimo de doce meses previos al comienzo del estudio. Se pidió a los participantes que mantuvieran los hábitos alimenticios regulares previos a la disputa de competencias oficiales y que se abstuvieran de actividad física extenuante, consumo de cafeína o drogas durante las 48 horas previas a la prueba que pudieran alterar su metabolismo. Además, los futbolistas debieron familiarizarse con la escala de percepción de la carga declarada (RPE) basada en la escala CR-10 (Borg, 1998). Todos los jugadores fueron completamente informados de los procedimientos experimentales y las posibles molestias asociadas con el estudio antes de dar su consentimiento informado por escrito para participar. El estudio se ajusta a la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité Institucional de Ética en Investigación del CENUR LN – Universidad de la República (Exp. 311170-000099-21, ver en anexo 1.1).

2.4.2. Procedimientos y procesamiento de datos durante el Copenhagen Soccer Test.

Las pruebas se realizaron durante el inicio del período precompetitivo, en el horario habitual de los entrenamientos para los futbolistas (9 a 12 h), en un campo de dimensiones profesionales (60 x 106 m) de césped natural. Las condiciones ambientales se midieron al inicio del ejercicio, los rangos de temperatura, humedad y presión fueron 19-24 °C, 65-80%

y 1012-1017 hPa respectivamente. Se utilizaron balones de tamaño 5 con presión de 14 psi según regla 2 de FIFA, y el calzado utilizado fue el habitual de cada jugador.

El día del experimento el investigador recabó datos de los voluntarios como: nombre, edad, altura, masa corporal, posición habitual en el campo, horas de sueño y tiempo desde la última comida (ver cuestionario en anexo 2.1). Luego de la explicación de los procedimientos, de las posibles incomodidades que podían presentar los sujetos en el experimento y la firma de los consentimientos informados, los participantes realizaron un calentamiento controlado. Se utilizaron tres vueltas alrededor del circuito del CST, con un miembro del experimentado personal evaluador que fue controlando el tiempo de carrera entre los marcadores de cada estación, de manera que la primera y segunda vuelta se realizaron a baja intensidad (L) y la tercera a moderada intensidad (M) (una explicación más detallada se presenta más adelante al describir la prueba). Solamente en la última vuelta de esta entrada en calor fueron realizadas actividades técnicas con el balón. Luego los participantes realizaron el primer bloque de 45 minutos del CST. Los detalles específicos de este test se describen en Bendiksen et al. (2012). El esquema de la figura 2.1, presenta las acciones durante el CST, que resumidamente incluyen múltiples repeticiones de carrera hacia atrás, carrera lateral (deslizamiento), movimientos hacia adelante a varias velocidades, incluidos sprints, carreras de alta velocidad, carreras de velocidad moderada y carreras de baja velocidad, además de saltos, remates y giros con balón y sin balón. También incluye una prueba de sprint de 2 x 20 m, pruebas técnicas de tiro libre y pase, así como de regate.

Los 45 minutos del test se dividen en nueve recorridos de tres tipos diferentes de intensidad; baja (L), media(M), alta (H) según incluyan o no algunas acciones en su tramo final (figura 2.1). Las series de intensidad media y alta incluyeron 20 y 60 metros adicionales de carrera de velocidad moderada, respectivamente, y 22 y 65 metros de alta velocidad de carrera, respectivamente. No corresponde ninguna en los recorridos a baja intensidad, una en los de mediana intensidad y tres en los de alta. La alternancia de las intensidades se detalla en la tabla 2.1.

A los efectos de cumplir con los requisitos establecidos en la bibliografía (Bendiksen, et al., 2012; Bendiksen, et al., 2013) para obtener un grado de fatiga semejante al desarrollado durante el juego, los jugadores debían realizar cada recorrido completo al circuito en un

tiempo aproximado de cinco minutos. Al final de cada periodo de cinco minutos los participantes dispusieron de una pausa de 30 segundos de recuperación y para hidratación, pudiendo ingerir hasta un litro de agua durante todo el test en botellas individuales.

Tabla 2.1.

Secuencia de la distribución de intensidades de cada uno de los 9 recorridos al circuito durante el CST

Vueltas	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Intensidades	L	M	H	L	M	M	L	M	H

Nota. La diferencia entre intensidades se logró variando la parte final de cada vuelta, previo a la evaluación de sprint de 20x20 m con la cual termina el circuito. L: baja intensidad, M: intensidad media, H: alta intensidad.

Durante cada vuelta al circuito se evaluó: la velocidad sin balón en 20 x 20 m (S), Rango de Percepción del Esfuerzo (RPE), precisión del remate al arco desde 20 m (GSA), regate (DRIB) y precisión del pase en largo desde 30 m (LPA). Las mediciones fueron llevadas a cabo en las partes del CST donde cada tarea era realizada (Bendiksen, et al., 2012; Bendiksen, et al., 2013). El RPE se midió al final de cada vuelta al circuito, esta medida fue incluida por ser un indicador válido para estimar el esfuerzo de los deportistas en el CST (Johansson, 2022) y en simulaciones de juego similares (McGregor, et al., 1999). El orden lógico en que cada una de las medidas fueron tomadas y las zonas donde se llevaron a cabo se muestran en la figura 2.1, que incluye un diagrama de las diferentes secciones con la combinación de tareas involucradas en el CST.

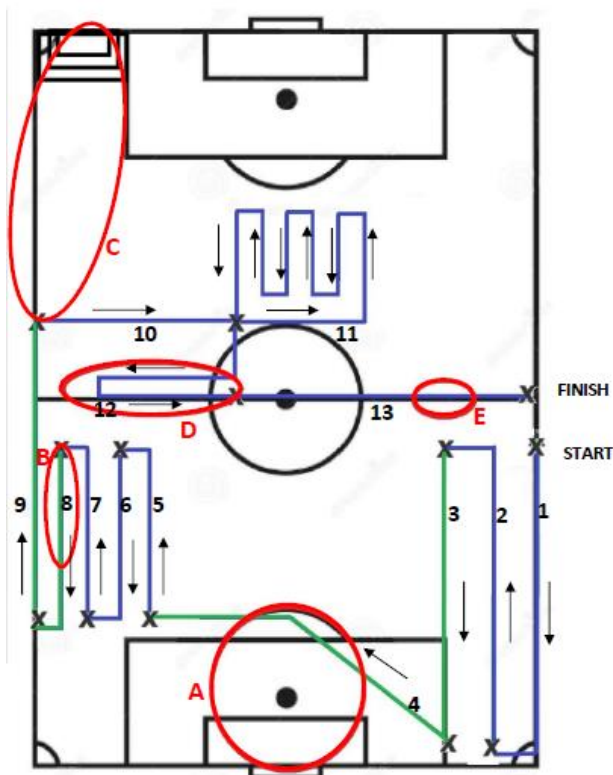


Figura 2.1. Representación esquemática de los diferentes tramos del CST, cada uno de estos (entre dos X) incluyen combinaciones de actividades, tales como: carreras atrás, carreras a alta intensidad, carreras a moderada velocidad, carreras a baja velocidad, saltos, regates, y giros con y sin balón. Actividades específicas dentro de cada tramo (1 a 13) pueden ser consultados en la figura 1 de Bendiksen et al. (2012). Las líneas azules indican secciones donde no se usa el balón, mientras las líneas verdes representan tramos donde se llevan a cabo actividades con balón. Las zonas del circuito donde fueron tomadas medidas están marcadas con círculos rojos, y las letras indican la secuencia lógica en la cual fueron registradas las mismas: A (GSA), B (DRIB), C (LPA), D (S), y E (RPE).

En cada uno de los recorridos se tomaron cuatro tipos de datos asociados con el rendimiento (precisión del remate al arco, manejo del balón, precisión del pase en largo y velocidad), los lugares del circuito donde se realizaron estas cuantificaciones están indicados con las letras A, B, C y D en la figura 2.1. En el punto A se evaluó la precisión del remate al arco (GSA). Para la misma se consideraron seis zonas del arco (sin arquero) divididas con cintas y se otorgaron puntos según la zona de ingreso del balón según se indica en la figura 2.2.

En el Punto B se evaluó el manejo del balón (DRIB), adaptado de Russell et al. (2010) para el CST, en la parte del circuito donde los participantes tuvieron que eludir siete conos

separados 4 m con una angulación diagonal de 45° entre sí. Este fue puntuado de cero a cinco, para la asignación de puntos no se tuvieron en cuenta el primer y el último cono. Se otorgaron cinco puntos cuando todos los conos se pasaron fluidamente y el control de la pelota se llevó a cabo con ambos pies. La falta de fluidez, el manejo con un solo pie y cada paso en el que se tocara un cono o se pasara a más de 1 m fueron penalizados con un punto. Cuando los puntos restados sumaban cinco o más, se asignó cero puntos.

En el punto C se evaluó la precisión del pase en largo (LPA), como lo hicieron Bendiksen et al. (2012) y Rostgaard et al. (2008). Se colocó un receptor a una distancia de 30 m y se delimitaron tres zonas entorno al mismo adjudicando diferentes puntuaciones según la zona en que contactara por primera vez la pelota luego de un pase por altura. Cuando el balón contactó de primera en la zona más interna cercana al receptor se le asignaban cinco puntos. Tres puntos cuando el primer pique ocurrió en la zona del medio y un punto cuando el contacto fue en la zona más externa de los rectángulos concéntricos, ver figura 2.2.

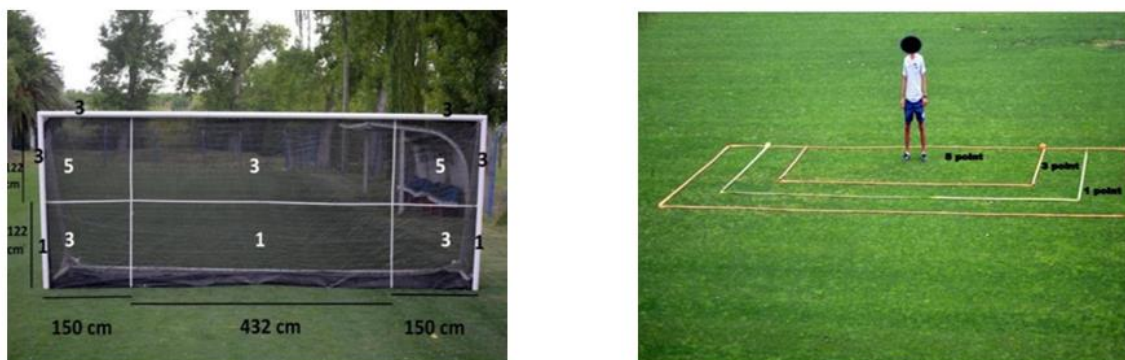


Figura 2.2. Scores de las evaluaciones de rendimiento en remate y pase en las áreas A y C indicadas en la figura 2.1. Nota. Los scores de las evaluaciones de remate y pase fueron: a) Zonas consideradas en el análisis de la precisión del remate a la meta con los respectivos scores asignados en la evaluación. Los números indican los puntos logrados cuando el balón pasa a través de cada zona; b) Las tres zonas delimitadas alrededor del receptor con los valores de los scores asignados. Las medidas fueron: para el área más interna y cercana al receptor (6 x 3 m), área media (8 x 4 m) y el área más externa (10 x 5 m).

Al final de cada bloque de cinco minutos, punto D en la figura 2.1, los sujetos realizaron una prueba de velocidad con una única serie de 2 x 20 metros ida y vuelta (S), donde los jugadores iniciaron desde una posición de pie, 30 centímetros detrás de la primera

marca. Para las determinaciones de S, se registraron los tiempos mediante fotocélulas (Procell, Uruguay) colocadas a 1,0 m del suelo, con una precisión de 0,001 s.

Además, se realizó un seguimiento de la Percepción de la carga declarada por los deportistas (RPE). Para evaluar el RPE (Brito, et al., 2023; Hamdan y Raja Azidin, 2022; McGregor, et al., 1999; Smith, et al., 2016) al finalizar cada sprint, se pidió a los participantes que asignaran un valor numérico basado en la escala CR-10 (Borg, 1998), con las siguientes referencias: 0-4 indica esfuerzo bajo, 5-8 significa esfuerzo moderado y 9-10 representa un alto esfuerzo.

Los resultados se registraron en una hoja de cálculo digital para su posterior análisis por parte de un evaluador experto en CST con tres años de experiencia en entrenamiento y evaluación de fútbol.

2.4.3. Análisis estadístico.

Todos los datos se redujeron a medias y desviación estándar. La distribución normal de frecuencia de los datos se evaluó mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Se emplearon dos criterios para agregar los datos de cada jugador: 1º) valores al inicio de la prueba (vueltas 1 a 3, fase 1), a la mitad de la prueba (vueltas 4 a 6, fase 2), y al final de la prueba (vueltas 7 a 9, fase 3), y 2º) valores obtenidos después de vueltas de diferentes intensidades, a saber, Baja (L), Moderada (M) o Alta (H), como se describió anteriormente (Bendiksen, et al., 2012; Bendiksen, et al., 2013). La comparación entre las fases por un lado y las intensidades por otro lado, se llevaron a cabo mediante ANOVA de un factor de medidas repetidas para S, GSA, DRIB y LPA. Se realizaron pruebas post hoc de Bonferroni en los casos en que se justificaba la significación. En todos los casos se consideró un nivel de confianza del 95% y un valor de $p \leq 0.05$, se consideró ω^2 para estimar el tamaño del efecto, considerando este pequeño o irrelevante ($\omega^2 < 0.06$), moderado (0.06-0.14) y grande ($\omega^2 > 0.14$) (Hopkins, et al., 2009). Para los resultados del RPE con la escala ordinal CR-10, los dos tipos de análisis de comparación se calcularon mediante una prueba no paramétrica de Friedman. Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando el paquete estadístico gratuito JASP (versión 0.16.4).

2.5. RESULTADOS.

Los resultados obtenidos para todas las variables analizadas se agruparon por fases (1, 2 y 3) y por la intensidad de las vueltas de prueba (L, M y H). Los valores descriptivos (medias $\pm$ DE) y los resultados de ANOVA se presentan en las tablas 2.2 y 2.3.

Tabla 2.2.

Resultados de todas las variables analizadas agrupadas por fases temporales de la prueba

	Phase 1 mean $\pm$ SD			Phase 2 mean $\pm$ SD			Phase 3 mean $\pm$ SD			p-value	ω^2
S	5.06	$\pm$	0.15	5.06	$\pm$	0.21	4.79	$\pm$	0.23	0.001*	0.29
RPE	5.40	$\pm$	1.40	6.80	$\pm$	1.60	8.10	$\pm$	1.80	0.001 *	
GSA	1.86	$\pm$	0.97	1.76	$\pm$	1.05	1.58	$\pm$	1.14	0.51	0.0
DRIB	4.10	$\pm$	0.31	4.10	$\pm$	0.27	3.99	$\pm$	0.36	0.11	0.02
LPA	1.80	$\pm$	1.05	2.39	$\pm$	1.21	2.15	$\pm$	0.88	0.09	0.03

Nota. S= velocidad 20x20 ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), RPE= índice de esfuerzo percibido, GSA= precisión en el tiro a portería desde 20 m, DRIB= regate, LPA= precisión en el pase largo desde 30 m; DE= Desviación Estándar; p-value = nivel de significancia; ω^2 = Tamaño del efecto. Los asteriscos * indican aquellas variables que presentaron diferencias significativas cuando se compara entre condiciones.

Tabla 2.3.

Resultados de todas las variables analizadas agrupadas por intensidad

	Low (L) mean $\pm$ SD			Medium (M) mean $\pm$ SD			High (H) mean $\pm$ SD			p-value	ω^2
S	5.21	$\pm$	0.22	4.98	$\pm$	0.23	4.64	$\pm$	0.23	0.001 *	0.52
RPE	5.62	$\pm$	1.40	6.90	$\pm$	1.41	8.29	$\pm$	1.52	0.001 *	
GSA	2.51	$\pm$	1.33	1.77	$\pm$	1.07	1.03	$\pm$	0.87	0.001 *	0.22
DRIB	4.26	$\pm$	0.42	4.10	$\pm$	0.40	3.86	$\pm$	0.34	0.001*	0.14
LPA	2.60	$\pm$	1.40	2.42	$\pm$	1.21	2.16	$\pm$	1.05	0.001 *	0.20

Nota. S = velocidad 20x20 ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), RPE= índice de esfuerzo percibido, GSA= precisión en el tiro a portería desde 20 m, DRIB= regate, LPA= precisión en el pase largo desde 30 m; SD= Desviación Estándar; p-value = nivel de significancia; ω^2 = Tamaño del efecto. Los asteriscos * indican aquellas variables que presentaron diferencias significativas cuando se compara entre condiciones.

Al considerar las fases, el ANOVA reveló diferencias significativas en S, con tamaño de efecto grande. El test de Bonferroni indicó diferencias entre Fase 1-Fase 3 y Fase 2-Fase 3 ($p < 0.001$). La prueba de Friedman demostró un efecto significativo de la fase de prueba sobre el RPE. Las comparaciones de dos en dos mostraron que el RPE fue significativamente diferente en cada fase (todos los valores de $p < 0.001$). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las fases para GSA, DRIB y LPA con tamaño de efecto insignificante.

Al considerar las intensidades, el ANOVA mostró diferencias significativas para todas las variables con tamaños de efecto grandes. La prueba de Friedman mostró que diferentes intensidades de prueba tienen un efecto significativo sobre el RPE. Las comparaciones de dos en dos mostraron que el RPE fue significativamente diferente en cada intensidad. A saber, RPE después de L vs. el RPE después de M ($p = 0.007$), RPE después de L vs. el RPE después de H ($p < 0.001$) y el RPE después de M vs. RPE después de H ($p = 0.001$). El análisis post hoc de Bonferroni reveló diferencias estadísticamente significativas en los valores entre todas las combinaciones de intensidad para S ($p < 0.001$), GSA después de L vs. GSA después de M ($p = 0.04$), GSA después de L vs. GSA después de H ($p < 0.001$) y GSA después de M vs. GSA después de H ($p = 0.008$). Disminución significativa en DRIB después de H en comparación con DRIB después de M ($p < 0.006$). Finalmente, el análisis post hoc de Bonferroni indicó una disminución significativa en LPA después de H en comparación con LPA después de L ($p < 0.001$), y en LPA después de H en comparación con LPA después de M ($p < 0.001$).

2.6. DISCUSIÓN.

En este estudio se analizaron cuatro variables físico-técnicas consideradas relevantes para el rendimiento individual en jugadores de fútbol durante el primer bloque de 45 minutos del CST. Además del método convencional de analizar los datos comparando los resultados en diferentes intervalos de tiempo de una simulación de juego, se realizó un análisis agrupando los datos obtenidos tras los periodos de baja, media y alta intensidad de la prueba. Se pudieron verificar las dos hipótesis de trabajo: 1) Disminuciones en el rendimiento físico-técnico luego de periodos de alta intensidad y 2) Recuperación en el rendimiento técnico durante el transcurso de la simulación del juego. El análisis de resultados indicó que todas las variables analizadas disminuyen significativamente después de periodos de alta intensidad. Además, la velocidad sin balón (S) fue más sensible, variando al comparar todas las combinaciones de intensidades, mientras que GSA, DRIB y LPA solo cambiaron significativamente después de las vueltas de alta intensidad.

Cuando los valores fueron comparados entre fases se observaron cambios significativos solo en S y RPE a medida que avanza la prueba. Valores similares a los que pudimos observar para S (3%) cuando comparamos la primera con la tercera fase, fueron

reportados por Bendiksen et al. (2013) (5%) y por Bendiksen et al. (2012) (7%). De hecho, los valores encontrados fueron casi idénticos a los reportados por Bendiksen et al. (2012) para una población con características similares a la analizada en este estudio. La disminución del rendimiento observada en S a medida que se desarrolla la simulación es consistente con los síntomas del deterioro fisiológico agudo de un atleta y la fatiga aguda observada durante un juego (Bendiksen, et al., 2012; Bendiksen, et al., 2013; Mohr, et al., 2005). Sin embargo, aunque estos cambios en S podrían estar asociados con la fatiga, se debe ser cuidadoso cuando estos resultados son extrapolados a un juego de competencia, ya que los primeros 15 minutos de dicho encuentro típicamente involucran más actividades de alta intensidad que la primera parte del CST considerada en este estudio (Bendiksen, et al., 2012; Mohr, et al., 2010).

La disminución observada en S entre las fases coincide con el aumento en RPE. Estudios previos han asociado aumento de valores de RPE con fatiga mental y física (Yuan, et al., 2023). El RPE está vinculado a disminuciones de rendimiento incluso cuando los indicadores fisiológicos no cambian (Marcora, et al., 2009; Smith, et al., 2016). Aunque este estudio no provee elementos específicos para distinguir entre los efectos de la fatiga mental y física, es posible que la fatiga mental haya influenciado los valores de RPE, dado que los participantes fueron guiados e informados previamente sobre la intensidad de cada vuelta del circuito (Saidi, et al., 2020). Esto podría explicar por qué los valores de RPE aumentan significativamente cuando se comparan fase 1 con fase 2 y fase 2 con fase 3, mientras S disminuyó solamente en fase 3. Esta interpretación es parcialmente consistente con los hallazgos de Smith et al. (2016), quienes, utilizando diferentes evaluaciones, sugieren que los futbolistas experimentarían un efecto negativo de la fatiga mental en el RPE y el rendimiento.

A diferencia de los resultados obtenidos para S y RPE, en este análisis de las fases no se observaron cambios para GSA, DRIB y LPA. Estos hallazgos son consistentes con las observaciones realizadas por Bendiksen et al. (2012) y Bendiksen et al. (2013), quienes no reportaron diferencias entre las fases de 15 minutos del CST. Otro estudio que es parcialmente concordante con los resultados obtenidos aquí para las comparaciones por fases realizadas sobre las variables técnicas, indica que la capacidad de remate no se ve

significativamente afectada durante el transcurso de una simulación de partido (Currell, et al., 2009). Por otro lado, Russell et al. (2011a), reportaron que ocurre una disminución de rendimiento en los remates y pases tras el ejercicio, pero no se observan cambios en la capacidad de dribbling. Sin embargo, utilizando el mismo protocolo de fatiga de Russell et al. (2011a), otros autores destacan la falta de fiabilidad de esta variable (Rodríguez-Giustiniani, et al., 2022). Mientras es importante conocer los resultados obtenidos en estos estudios previos, discutir las diferencias o similitudes observadas es desafiante debido al uso de diferentes variantes en los protocolos mencionados. Dado este contexto, este estudio, junto con aquellos llevados a cabo por Bendiksen et al. (2012) y Bendiksen et al. (2013), se benefician por utilizar una simulación de juego que, tomando algunos recaudos, se aproxima a los cambios temporales que ocurren en situación de competencia. La conservación del rendimiento en las variables técnicas a lo largo de los diferentes momentos de la simulación es consistente con los hallazgos de otros investigadores con respecto a los efectos de la fatiga (en particular la fatiga mental) sobre los aspectos técnicos (Ferraz, et al., 2019), pero es contrario a los que han sido indicados por otros (Smith, et al., 2016). En concreto, la interpretación de las variables de análisis a lo largo del transcurso del tiempo del primer bloque del CST, sugiere que la fatiga impacta sobre los aspectos del rendimiento físico, tales como la Velocidad, y altera el esfuerzo percibido, pero no afecta significativamente los aspectos técnicos considerados en este estudio.

Cuando se comparan los resultados de las mismas variables, agrupándolas en función de las diferentes intensidades, se revelan los aspectos más importantes de este estudio. Se encontró que S y RPE muestran diferencias al comparar todas las combinaciones de intensidades, observándose peores resultados después de las vueltas de alta intensidad (H). Sin embargo, aunque GSA, DRIB y LPA empeoraron significativamente después de las vueltas H, no hubo cambios significativos cuando se compararon los resultados después de las vueltas de baja (L) y mediana intensidad (M). Aunque no se han encontrado estudios previos que hayan considerados esta forma de comparar los datos, los resultados obtenidos de esta comparación se alinean con los hallazgos sobre los resultados de remates y pases registrados antes y después de ejercicios intensos presentados en el trabajo de Russell et al. (2011a). De la misma manera, las conclusiones que obtuvieron Rostgaard et al. (2008), al cuantificar remates largos antes y después de realizar ejercicio intenso en una prueba física

y técnica combinada, se alinean con los resultados mostrados aquí para LPA. Las disminuciones significativas en las variables técnicas observadas después de completar las vueltas H observadas en este estudio, pueden atribuirse a los efectos de la fatiga aguda. Específicamente, en relación a las variables técnicas (GSA, DRIB, y LPA), las disminuciones observadas luego de las vueltas H son consistentes con el impacto sobre la ejecución de las acciones técnicas (Silva, et al., 2018) o habilidades técnico-tácticas (Smith, et al., 2016) previamente sugeridas a causa de esta condición. La fatiga aguda puede afectar a las tareas técnicas, como las consideradas en este análisis, porque influyen sobre la sincronización muscular, los reflejos espinales y la coordinación de los procesos corticales, que son esenciales para adaptarse a los cambios contextuales durante un partido (Balagué, et al., 2014). Además, el hecho de que estos efectos no sean constantes ni aumenten consistentemente; y que más bien varíen en función de la frecuencia y el momento de las acciones de juego (Solé, 2017), se alinea con la observación de que los cambios en GSA, DRIB y LPA fueron notorios cuando las comparaciones se hicieron en función de la intensidad y no de las fases.

En efecto, los resultados obtenidos a partir de la comparación de rendimientos por intensidad proveen descripciones adicionales dentro del impacto de los momentos de alta intensidad en los encuentros competitivos sobre los aspectos técnicos específicos. Esta información es de relevancia práctica para entrenadores y jugadores. Por ejemplo, puede ser utilizada por entrenadores para definir decisiones tácticas. Si un futbolista recientemente realizó una acción que involucra un alto grado de fatiga, sería tácticamente ventajoso asegurar que este jugador no participe del juego con una acción técnica relevante hasta que esté recuperado. Es decir, cambiar el desarrollo del juego a otro sector del campo por algunos minutos, podría ser beneficioso. Esto podría ser relevante para tomar decisiones tácticas en ataque, dado que estas se relacionan más con decisiones tomadas por el propio equipo. Adicionalmente, de acuerdo a Barte et al. (2017), los jugadores atacantes experimentan mayores grados de fatiga que los defensores. De forma similar, los futbolistas deberían de ser conscientes que mantener la calidad de rendimiento en las ejecuciones técnicas durante un partido requiere un período corto de recuperación luego de llevar a cabo actividades de alta intensidad.

Por otro lado, los resultados destacan la importancia de utilizar algunas estrategias de entrenamiento, como ser juegos en espacios reducidos y sus variantes con constreñimientos específicos, carreras analíticas y circuitos físico-técnicos que estimulen las carreras de alta intensidad como propuestas para mejorar el rendimiento general de los jugadores, sobre todo de atacantes y sustitutos (Gualtieri, et al., 2023), ya que este tipo de esfuerzos diferencian entre períodos de intensidad en la simulación seleccionada aquí.

Algunas de las limitaciones del estudio deberían ser indicadas. Primero que nada, por razones prácticas, se realizó un solo bloque de la simulación de juego. Aunque la selección del CST fue para mantener cierto nivel de validez ecológica, las acciones técnico-tácticas en un contexto competitivo muestran características no lineales. Esto es, pequeños cambios en parámetros de control como distancias, velocidades o dimensiones que pueden llevar a cambios coordinativos significativos en sinergias individuales o grupales de juego (Balagué, et al., 2014). De este modo, los resultados presentados aquí representan una aproximación a lo que ocurre bajo condiciones de competencia reales, y las interpretaciones deberían ser hechas teniendo esto en cuenta. Además, al haber seleccionado una población de atletas profesionales pertenecientes a un mismo club, aunque el tamaño de la muestra es mayor que el estudio de validación del CST (Bendiksen, et al., 2012), el tamaño empleado para este análisis es bajo, por lo que la generalización de los resultados podría ser limitada. Debido al reducido tamaño de la muestra, no fue posible llevar a cabo un análisis comparativo considerando como factor las posiciones de los jugadores en el campo, lo que podría haber claramente enriquecido la discusión de los resultados (Delaney, et al., 2018; Pillitteri, et al., 2023; Rodríguez-Giustiniani, et al., 2022). De hecho, sumado a lo que ya ha sido indicado con respecto a la diferencia en el número de acciones de alta intensidad durante un partido, la misma depende de la posición ocupada por los futbolistas en el campo (Barte, et al., 2017). Un estudio observacional reciente, centrado únicamente en el número de acciones durante el juego, indica que entre el 27% y el 44% de la variabilidad en el regate, el pase medio y el pase largo puede explicarse por el rol posicional (Forcher, et al., 2022).

Futuros estudios sobre el impacto de diferentes intensidades presentadas dentro de un partido sobre el rendimiento físico y técnico deberían explorar los desafíos contextuales de los deportes colectivos (Díez, et al., 2021), tomando varios factores en cuenta. En ese sentido

además de aumentar el tamaño de la muestra incluyendo jugadores de diferentes clubes, también parece relevante comparar variaciones dentro de la evaluación y considerar las posiciones de los jugadores como un factor de variabilidad. Con respecto al primer punto, un enfoque futuro podría involucrar la comparación de participantes que hayan completado el CST entero, los 60 minutos del CST (Bendiksen, et al., 2012), y la secuencia inicial del bloque del CST. Con respecto al análisis por posición de juego, sería importante desde una perspectiva de aplicación práctica para incluir comparaciones del rendimiento en el CST entre usuales titulares, substitutes, y jugadores que participan en el partido completo, como fue sugerido por Gai et al. (2019).

2.7. CONCLUSIONES.

El análisis combinado de los resultados de las comparaciones con ambas formas de agrupación de datos sugiere que las capacidades técnicas consideradas en este trabajo disminuyen significativamente después de períodos de alta intensidad, pero se recuperan durante la simulación de un partido de fútbol de 45 minutos. Específicamente las principales conclusiones que surgen de este estudio son:

- 1) La velocidad en los jugadores de fútbol disminuye y la calificación del esfuerzo percibido aumenta a medida que avanzan los primeros 45 minutos de la simulación del juego CST.
- 2) La precisión del tiro al arco, el regate y el pase largo se ven afectadas negativamente por los esfuerzos de alta intensidad en los jugadores de fútbol, aunque se recuperan durante los primeros 45 minutos de la simulación de juego CST.
- 3) Los aumentos de intensidad afectan más a la velocidad que la precisión en los tiros al arco, el regate y la precisión en los pases largos.

Estos hallazgos pueden ayudar a definir la empleabilidad de los jugadores en las diferentes etapas de un partido con el fin de optimizar el rendimiento del equipo.

2.8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Badin, O. O., Smith, M. R., Conte, D., y Coutts, A. J. (2016). Mental Fatigue: Impairment of Technical Performance in Small-Sided Soccer Games. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(8), 1100-1105. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0710>
- Balagué, N., Torrents C., Pol, R., y Seirul-lo, F. (2014). Entrenamiento integrado. Principios dinámicos y aplicaciones. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 116, 60-68. [https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2014/2\).116.06](https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2014/2).116.06)
- Barte, J. C. M., Nieuwenhuys, A., Geurts, S. A. E., y Kompier, M. A. J. (2017). Fatigue experiences in competitive soccer: Development during matches and the impact of general performance capacity. *Fatigue: Biomedicine, Health & Behavior*, 5(4), 191-201. <https://doi.org/10.1080/21641846.2017.1377811>
- Bendiksen, M., Bischoff, R., Randers, M. B., Mohr, M., Rollo, I., Suetta, C., y Krstrup, P. (2012). The Copenhagen Soccer Test: Physiological Response and Fatigue Development. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(8), 1595-1603. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31824cc23b>
- Bendiksen, M., Pettersen, S. A., Ingebrigtsen, J., Randers, M. B.; Brito, J., Mohr, M., Bangsbo, J., y Krstrup, P. (2013). Application of the Copenhagen Soccer Test in high-level women players locomotor activities, physiological response and sprint performance. *Human Movement Science*, 32(6), 1430-1442. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.011>
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human Kinetics
- Bruto, P., Costa, J. A., Figueiredo, P., y Brito, J. (2023). Simulated Soccer Game Protocols: A Systematic Review on Validated Protocols That Represent the Demands of the Game. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 38(1),192-205. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000004604>.38(1), 192-205

- Calle-Jaramillo, G. A., Palacio, E. V. G., Jaramillo, A. R., y González-Jurado, J. A. (2024). Diferencias entre jugadores expertos y noveles en el tiempo de ejecución y toma de decisiones en acciones técnico-tácticas en fútbol (pase y conducción) realizadas en condiciones de laboratorio. *Retos*, (52), 402-409. <https://doi.org/10.47197/retos.v52.101267>
- Coratella, G., Beato, M., y Schena, F. (2016). The specificity of the Loughborough Intermittent Shuttle Test for recreational soccer players is independent of their intermittent running ability. *Research in Sports Medicine*, 24(4), 363-374. <https://doi.org/10.1080/15438627.2016.1222279>
- Csanádi, Á. (1984). *Fútbol: técnica, táctica y sistemas de juego: preparación física, entrenamiento*. Downtown Books
- Currell, K., Conway, S., y Jeukendrup, A. E. (2009). Carbohydrate Ingestion Improves Performance of a New Reliable Test of Soccer Performance. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 19(1), 34-46. <https://doi.org/10.1123/ijsnem.19.1.34>
- Delaney, J. A., Thornton, H. R., Rowell, A. E., Dascombe, B. J., Aughey, R. J., y Duthie, G. M. (2018). Modelling the decrement in running intensity within professional soccer players. *Science and Medicine in Football*, 2(2), 86-92. <https://doi.org/10.1080/24733938.2017.1383623>
- Díez, A., Lozano D., Arjol-Serrano, J. L., Mainer-Pardos, E., Castillo, D., Torrontegui-Duarte, M., Nobari H., Jaén-Carrillo, D., y Lampre, M. (2021). Influence of contextual factors on physical demands and technical-tactical actions re-garding playing position in professional soccer players. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 13(1):157. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00386-x>
- Falces, M., Raya, J., Sáez, E., Martín, R., López, S., y González, F. T. (2023). Effects of playing three consecutive soccer matches on vertical jump, rate of perceived exertion, and wellness in U16-U19 players. *Retos*, 50, 162–171. <https://doi.org/10.47197/retos.v50.98542>

- Ferraz, R. M. P., Van Den Tillaar, R., Pereira, A., y Marques, M. C. (2019). The effect of fatigue and duration knowledge of exercise on kicking performance in soccer players. *Journal of Sport and Health Science*, 8(6), 567-573. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.02.001>
- Field, A. C., Harper, L. D., Aldous, J. W. F., y Page, R. M. (2023). A commentary on soccer match-play simulations for applied research and practice. *Science and Medicine in Football*, 7(2), 93-105. <https://doi.org/10.1080/24733938.2022.2070268>
- Forcher, L., Forcher, L., Härtel, S., Jekauc, D., Wäsche, H., Woll, A., Gross, T., y Altmann, S. (2022). Does Technical Match Performance in Professional Soccer Depend on the Positional Role or the Individuality of the Player? *Frontiers in Psychology*, 13, 1-13. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2022.813206>
- Gai, Y., Volossovitch, A., Leicht, A. S., y Gómez, M. Á. (2019). Technical and physical performances of Chinese Super League soccer players differ according to their playing status and position. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 19(5), 878-892. <https://doi.org/10.1080/24748668.2019.1669356>
- Gómez-Campos, R., Cossio-Bolaños, M. A., Minaya, M. B., y Hochmuller-Fogaca, R. T. (2010). Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 10(40), 537-555. ISSN: 1577-0354
- Gualtieri, A., Rampinini, E., Dello Iacono, A., y Beato, M. (2023). High-speed running and sprinting in professional adult soccer: Current thresholds definition, match demands and training strategies. A systematic review. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1116293. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1116293>
- Hamdan, M., y Raja Azidin, R. (2022). Lab-controlled soccer: a review of soccer match-play simulations. *Malaysian Journal of Sport Science and Recreation (MJSSR)*, 18(2), 255-273. <https://doi.org/10.24191/mjssr.v18i2.19577>

- Hopkins, W., Marshall, S., Batterham, A., y Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, 41(1), 3. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31818cb278>
- Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Maffiuletti, N. A., Castagna, C., Bizzini, M., y Wisløff, U. (2008). Effects of aerobic training on the exercise-induced decline in short-passing ability in junior soccer players. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 33(6), 1192-1198. <https://doi.org/10.1139/H08-111>
- Johansson, E. (2022). *Neuromuscular function and systemic immune response following a simulated soccer match: potential predictors of injury risk and recovery effect of post-match hot and cold-water immersion*. [Master Tesis, Örebro University]. <https://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:1677935/FULLTEXT01.pdf>
- Kusuma, I. D. M. A. W., Kusnanik, N. W., Lumintuarso, R., y Phanpheng, Y. (2024). El enfoque holístico y parcial en el entrenamiento de fútbol: integrando componentes físicos, técnicos, tácticos y mentales: una revisión sistemática. *Retos*, 54, 328–337. <https://doi.org/10.47197/retos.v54.102675>
- Marcora, S. M., Staiano, W., y Manning, V. (2009). Mental fatigue impairs physical performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 106(3), 857-864. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.91324.2008>
- Martín-Moya, R. (2022). Tactical periodization and teaching-training-learning methodology in soccer. Game model. *Retos*, 45, 693–703. <https://doi.org/10.47197/retos.v45i0.92675>
- Martínez-Hernández, D., Quinn, M., y Jones, P. (2022). Linear advancing actions followed by deceleration and turn are the most common movements preceding goals in male professional soccer. *Science and Medicine and Football*, 7(1), 25-33. <https://doi.org/10.1080/24733938.2022.2030064>

- McGregor, S. J., Nicholas, C. W., Lakomy, H. K. A., y Williams, C. (1999). The influence of intermittent high-intensity shuttle running and fluid ingestion on the performance of a soccer skill. *Journal of Sports Sciences*, (11), 895-903. <https://doi.org/10.1080/026404199365452>
- Mohr, M., Krstrup, P., y Bangsbo, J. (2005). Fatigue in soccer: A brief review. *Journal of Sports Sciences*, 23(6), 593-599. <https://doi.org/10.1080/02640410400021286>
- Mohr, M., Mujika, I., Santisteban, J., Randers, M. B., Bischoff, R., Solano, R., Hewitt, A., Zubillaga, A., Peltola, E., y Krstrup P. (2010). Examination of fatigue development in elite soccer in a hot environment: a multi-experimental approach. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(3), 125–32. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01217.x>
- Nicholas, C. W., Nuttall, F. E., y Williams, C. (2000). The Loughborough Intermittent Shuttle Test: A field test that simulates the activity pattern of soccer. *Journal of Sports Sciences*, 18(2), 97-104. <https://doi.org/10.1080/026404100365162>
- Pillitteri, G., Giustino, V., Petrucci, M., Rossi, A., Leale, I., Bellafiore, M., Thomas E, Iovane A, Palma A, y Battaglia, G. (2023). Match load physical demands in U-19 professional soccer players assessed by a wearable inertial sensor. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 8(1), 22. <https://doi.org/10.3390/jfmk8010022>
- Rampinini, E., Impellizzeri, F. M., Castagna, C., Azzalin, A., Bravo, D. F., y Wisløff, U. (2008). Effect of Match-Related Fatigue on Short-Passing Ability in Young Soccer Players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(5), 934-942. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181666eb8>
- Rampinini, E., Impellizzeri, F. M., Castagna, C., Coutts, A. J., y Wisløff, U. (2009). Technical performance during soccer matches of the Italian Serie A league: Effect of fatigue and competitive level. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1), 227-233. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.10.002>
- Reilly, T. (2005). An ergonomics model of the soccer training process. *Journal of Sports Sciences*, 23(6), 561-572. <https://doi.org/10.1080/02640410400021245>

- Riera, J.R. (1995). Estrategia, táctica y técnica deportivas. *Apunts: educación física y deportes*, (39), 45-56
- Rodriguez-Giustiniani, P., Rollo, I., y Galloway, S. D. R. (2022). A preliminary study of the reliability of soccer skill tests within a modified soccer match simulation protocol. *Science and Medicine in Football*, 6(3), 363-371. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1972137>
- Rostgaard, T., Iaia, F. M., Simonsen, D. S., y Bangsbo, J. (2008). A Test to Evaluate the Physical Impact on Technical Performance in Soccer. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 283-292. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31815f302a>
- Russell, M., Benton, D., y Kingsley, M. (2010). Reliability and construct validity of soccer skills tests that measure passing, shooting, and dribbling. *Journal of Sports Science*, 28(13), 1399-1408. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.511247>
- Russell, M., Benton, D., y Kingsley, M. (2011a). The Effects of Fatigue on Soccer Skills Performed During a Soccer Match Simulation. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(2), 221-233. <https://doi.org/10.1123/ijsp.6.2.221>
- Russell, M., Rees, G., Benton, D., y Kingsley, M. (2011b). An Exercise Protocol that Replicates Soccer Match-Play. *International Journal of Sports Medicine*, 32(07), 511-518. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1273742>
- Saidi, K., Ben Abderrahman, A., Boullosa, D., Dupont, G., Hackney, A. C., Bideau, B., Pavillon, T., Granacher, U., y Zouhal, H. (2020). The Interplay Between Plasma Hormonal Concentrations, Physical Fitness, Workload and Mood State Changes to Periods of Congested Match Play in Professional Soccer Players. *Frontiers in Physiology*, 11, 835. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00835>
- Sal de Rellán-Guerra. A., Rey, E., Kalén, A., y Lago-Peñas, C. (2019). Age-related physical and technical match performance changes in elite soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(9), 1421-1427. <https://doi.org/10.1111/sms.13463>

- Sánchez, M., Benítez, E., García, J., y Sánchez, M. (2024). Influencia de las variables contextuales en las acciones técnicas de jugadores de fútbol profesional durante la competición. *Retos*, 57, 526-535. <https://doi.org/10.47197/retos.v57.105125>
- Saputra, M., Ayu Risman Putri, S., Arsil, A., Okilanda, A., Fajar, M., Febrian, M., Resmana, R., y Igoresky, A. (2024). El impacto del entrenamiento táctil en juegos reducidos en las habilidades de regate en jóvenes futbolistas. *Retos*, 59, 419–426. <https://doi.org/10.47197/retos.v59.106416>
- Silva, J. R., Rumpf, M. C., Hertzog, M., Castagna, C., Farooq, A., Girard, O., y Hader, K. (2018). Acute and Residual Soccer Match-Related Fatigue: A Systematic Review and Metanalysis. *Sports Medicine*, 48(3), 539-583. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0798-8>
- Smith, M. R., Coutts, A. J., Merlini, M., Deprez, D., Lenoir, M., y Marcora, S. M. (2016). Mental Fatigue Impairs Soccer-Specific Physical and Technical Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(2), 267-276. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000762>
- Solé, J. (2017). ¿Cómo se expresa la fuerza en el tiempo? In F. Seirul-lo (Ed.), *El entrenamiento en los deportes de equipo* (pp. 130-165). Barcelona: Mastercede.
- Soylu, Y., Ramazanoglu, F., Arslan, E., y Clemente, F. M. (2022). Effects of mental fatigue on the psychophysiological re-sponses, kinematic profiles, and technical performance in different small-sided soccer games. *Biology of Sport*, 39(4), 965–972. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2022.110746>
- Trecroci, A., Boccolini, G., Duca, M., Formenti, D., y Alberti, G. (2020). Mental fatigue impairs physical activity, technical and decision-making performance during small-sided games. *Plos one*, 15(9), e0238461. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0238461>
- Yi, Q., Gómez, M. A., Wang, L., Huang, G., Zhang, H., y Liu, H. (2019). Technical and physical match performance of teams in the 2018 FIFA World Cup: Effects of two different playing styles. *Journal of Sports Science*, 37(22), 2569-2577. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1648120>

- Yuan, R., Sun, H., Soh, K. G., Mohammadi, A., Toumi, Z., y Zhang, Z. (2023). The effects of mental fatigue on sport-specific motor performance among team sport athletes: A systematic scoping review. *Frontiers in Psychology*, 14, 1143618. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2023.1143618>
- Zhou, C., Hopkins, W. G., Mao, W., Calvo, A. L., y Liu, H. (2019). Match Performance of Soccer Teams in the Chinese Super League-Effects of Situational and Environmental Factors. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(21), 4238. <https://doi.org/10.3390/ijerph16214238>

CAPÍTULO 3.

ANÁLISIS CINÉTICO DEL CAMBIO DE DIRECCIÓN ABIERTO EN 45° SIMULANDO UNA ACCIÓN DEFENSIVA EN FUTBOLISTAS CON Y SIN FATIGA AGUDA.

3.1 INTRODUCCIÓN.

Un jugador de fútbol realiza numerosos cambios de dirección (COD) por partido (Bloomfield, et al., 2007a; Bloomfield, et al., 2007b; Li, et al., 2021; Morgan, et al., 2021). Independientemente de la posición de juego, los COD con un ángulo $<90^\circ$ exhiben una frecuencia significativamente mayor durante los partidos que los realizados en otros ángulos (Bloomfield, et al., 2007b, Morgan, et al., 2021). La capacidad de cambiar rápidamente de dirección favorece el esquivar contrarios de forma rápida y eficaz, lo cual es fundamental para una buena actuación ofensiva (Boden, et al., 2000; Martínez-Hernández, et al., 2022). Si bien se han realizado varios análisis respecto a las acciones ofensivas en el fútbol, la evaluación del desempeño defensivo ha recibido menos interés (Forcher, et al., 2022). No obstante, la presión defensiva es un indicador clave y valioso del rendimiento del juego, existiendo una asociación entre presionar al portador del balón y el éxito del juego defensivo (Forcher, et al., 2022). En este contexto, una maniobra que ocurre típicamente es la de un jugador, que corre hacia adelante, realizando un COD para marcar a un oponente que ha recibido el balón (Della Villa, et al., 2020). Esta acción no sólo representa un gran interés para la mejora del rendimiento, sino que también es asociada con lesiones musculoesqueléticas, como las lesiones del LCA en diferentes deportes (Boden, et al., 2000; Koga, et al., 2010; Olsen, et al., 2004) y particularmente en jugadores de fútbol profesional (Della Villa, et al., 2020; Grassi, et al., 2017; Waldén, et al., 2015).

Durante un COD, es necesario desarrollar suficiente fuerza muscular excéntrica, isométrica, y concéntrica en las diferentes subfases del apoyo para permitir una rápida desaceleración y una posterior re aceleración en la nueva dirección prevista (Dos'Santos, et al., 2017). Dichas contribuciones musculares durante las subfases de soporte del peso,

frenado y propulsión generalmente se asocian con las fuerzas de reacción del suelo verticales y anteroposteriores (De Hoyo, et al., 2015; Maniar, et al., 2019; Spiteri, et al., 2013). Sin embargo, la contribución de la componente de fuerza medio-lateral es crucial para acelerar el centro de masa del cuerpo fuera del plano sagital (Dos'Santos, et al., 2017; Li, et al., 2021; Maniar, et al., 2019). Aunque existen varios estudios que incluyen análisis de registros de fuerza durante los COD en jugadores de fútbol, son pocos los que han considerado variables derivadas de la curva fuerza-tiempo tales como impulso mecánico (Havens y Sigward, 2015; Iguchi, et al., 2014; Li, et al., 2021; Spiteri, et al., 2013), y ninguno ha sido encontrado que considere tasas de fuerza. El impulso mecánico (Havens y Sigward, 2015; Iguchi, et al., 2014) y la tasa de fuerza (Rawcliffe, et al., 2020; Sinclair y Taylor, 2014) han sido utilizados como medidas no invasivas de carga de miembros inferiores para discutir el potencial de desarrollo de lesiones musculoesqueléticas en otros movimientos y/o poblaciones. Hasta la fecha, no se han realizado estudios cinéticos detallados de los COD en el contexto de una acción defensiva. Evaluar las dificultades que representa para el jugador desacelerar su cuerpo en una dirección para impulsarlo en otra, así como rápidamente descenderlo y ascenderlo durante estas acciones que tienen un objetivo, constituye información básica asociada con la carga de juego. Dicha evaluación debería considerar todas las variables que pudieran reflejar cambios en el resultado del gesto o bien aportar elementos en relación al riesgo de sufrir una lesión, lo que incluye; tiempos, fuerzas, impulsos y tasas de fuerza durante las diferentes fases del apoyo.

Por otro lado, la contribución muscular durante un COD puede variar significativamente durante diferentes momentos del juego debido a la fatiga aguda (Jakobsson, et al., 2020), y potencialmente alterar variables cinéticas asociadas con cada subfase del COD. El análisis de los cambios potenciales que la fatiga aguda puede producir sobre las componentes de las fuerzas de reacción del suelo, impulsos y tasas de fuerza durante el COD es de gran relevancia. Previamente se ha hipotetizado que no es la carga de trabajo acumulada per sé la que afecta la mecánica de los miembros inferiores y la susceptibilidad a lesionarse, sino la carga de trabajo aguda durante periodos de juego cortos e intensos (Pol, et al., 2018). Un incremento en las fuerzas de reacción del suelo siguiente a la fatiga podría ser esperada, ya que los atletas tienden a adoptar posiciones más erguidas, y disminuir la flexión de cadera y rodilla pudiendo aumentar significativamente las fuerzas de reacción del suelo

verticales (Blackburn y Padua, 2009). Sin embargo, una revisión clásica sugiere que los cambios de las fuerzas de reacción del suelo producto de la fatiga tendrían una interpretación equivocada, y parecerían ser necesarios más estudios que garanticen el análisis de los efectos de la fatiga en la mecánica de los miembros inferiores (Zadpoor y Nikooyan, 2012). En este contexto, un cambio angular de 45° es particularmente relevante de analizar porque es lo suficientemente agudo como para requerir una desaceleración sustancial, pero lo suficientemente abierto como para lograr un cambio de dirección durante un solo contacto con el pie con velocidades de aproximación relativamente altas (Alenezi, et al., 2016). Así, el análisis cinético del COD de 45° en futbolistas profesionales simulando una acción defensiva, puede ayudar a comprender los cambios de movimiento asociados con el desempeño deportivo y los riesgos de lesión que esta acción implica. Analizar esta acción en particular es significativo porque este tipo de escenarios de "defensa reactiva" es en el que ocurren el 33% de las lesiones del LCA (Rolley, et al., 2023).

En este capítulo se presenta un estudio cinético del cambio de dirección abierto en 45° ejecutado con el miembro inferior no dominante simulando una acción defensiva en futbolistas de campo y se comparan los valores cuando el COD se realiza con o sin fatiga aguda.

3.2. OBJETIVOS.

Objetivo general.

Contribuir a la comprensión de las características cinéticas de los cambios de dirección en el fútbol a partir del análisis de las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo durante las diferentes fases de los cambios de dirección abiertos a 45° con miembro no dominante, tomando como factor la fatiga, a los efectos de brindar información útil para el diseño de entrenamiento y prevención de lesiones

Objetivos específicos.

Determinar y analizar la duración de las subfases asociadas con cada componente de fuerza durante el tiempo de apoyo del cambio de dirección analizado y comparar los resultados obtenidos en ausencia y presencia de fatiga aguda.

Determinar y analizar los valores máximos de cada componente de fuerza para cada subfase de apoyo y comparar los resultados obtenidos en ausencia y presencia de fatiga aguda.

Calcular y analizar el impulso mecánico asociado con cada componente de fuerza en las diferentes subfases consideradas y comparar los resultados obtenidos en ausencia y presencia de fatiga aguda.

Calcular y analizar la tasa de fuerza hasta el primer valor máximo para cada componente de fuerza y comparar los resultados obtenidos en ausencia y presencia de fatiga aguda.

3.3. HIPÓTESIS.

Basándonos en investigaciones previas que analizaron algunas de estas variables en jugadores de fútbol, se plantean la siguiente hipótesis:

- a) La fatiga aguda determina alteraciones en el control del movimiento corporal que se reflejan en cambios de las variables cinéticas durante las diferentes fases del apoyo en el cambio de dirección en 45° con salida abierta.
- b) La magnitud de los cambios observados dependen, principalmente, de los parámetros temporales y el impulso, así como de las subfases de frenado y elevación del peso en conjunto con las componentes de fuerza del eje de avance y vertical.

3.4. MÉTODOS.

3.4.1. Características de los participantes.

Diecisiete futbolistas profesionales masculinos jóvenes (21.7 ± 5.4 años de edad, 66.2 ± 8.6 Kg de masa corporal, 174.3 ± 7.1 cm de altura), tres delanteros, cinco defensores y nueve centrocampistas pertenecientes a la primera categoría de un equipo de la tercera división de Uruguay participaron en el estudio. Se consideraron los siguientes criterios de inclusión: que su pierna hábil fuera la derecha, que no hubieran sufrido lesiones en los últimos seis meses, haber participado regularmente en entrenamientos y partidos con la primera categoría de un equipo uruguayo profesional durante al menos los doce meses previos al inicio del estudio, comprendiendo una frecuencia de cinco a siete sesiones de entrenamiento semanales más una competencia, además de estar familiarizados con el uso de la escala de Índice de Esfuerzo Percibido (RPE). Se pidió a los participantes que se abstuvieran de actividad física extenuante, consumo de cafeína y/o drogas durante las 48 horas previas a la prueba. Todos los jugadores fueron informados de los procedimientos experimentales y las posibles molestias asociadas con el estudio antes de dar su consentimiento por escrito para participar. El estudio se ajusta a la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité Institucional de Ética en Investigación del CENUR LN – Universidad de la República (Exp. 311170-000099-21, ver en anexo 1.1).

3.4.2. Procedimientos y obtención de datos.

Se planteó un diseño transversal de medidas repetidas intrasujetos en el que los participantes asistieron una única vez al laboratorio para la toma de registros. Se seleccionaron futbolistas profesionales del mismo club para formar parte de la muestra de manera de evitar introducir factores potenciales de variabilidad. A diferencia de los estudios previos, en este trabajo se simuló una situación de juego real, y se realizaron cuantificaciones cinéticas que consideraron todas las subfases descriptas en antecedentes previos relacionadas con el apoyo en este tipo de movimiento.

Antes de comenzar con el experimento, las instalaciones fueron acondicionadas, se reguló la luminosidad, se mantuvo la temperatura en 23°C y la presión atmosférica y humedad, que fueron registrados cada día (en promedio 1014 hPa y 56%, respectivamente). Luego de que los voluntarios firmaron el consentimiento informado, se les tomó registro de: nombre, edad, altura, masa, posición de juego, antecedentes de lesiones en los últimos seis meses, horas de sueño, tiempo desde la última comida, consumo de alcohol u otras drogas y actividad física en las últimas 24 horas (ver cuestionario en anexo 3.1). Se realizó una entrada en calor estandarizada, que constaba de una movilidad articular con desplazamientos dentro de un tramo de 15 metros marcado por conos, que incluyó circunducciones de hombro, rotaciones e inclinaciones laterales de tronco, circunducciones y flexo-extensiones de cadera, flexo-extensiones de rodilla, skipings, talones a la cola y, galopas laterales, frontales y hacia atrás; también se agregaron ejercicios de activación de cadera, CORE, marchas frontales y laterales con carreras hacia atrás y “pedaleos” en tramos de 10 metros y, activación nerviosa y muscular con saltos “pogo” y carreras de “dos pulgadas” sumadas a rotaciones de cadera, además de saltos continuos con contramovimiento. El cierre de la entrada en calor consistió en tres pasadas de prueba que sirvieron como familiarización con la tarea a realizar.

Los cambios de dirección para la obtención de datos se realizaron sobre una plataforma de fuerzas que debió ser encastrada dentro de una pasarela de madera cubierta por césped artificial. Dicha pasarela construida especialmente para el estudio incluyó un espacio de aproximación de cinco metros hasta la zona de la plataforma y un espacio de salida luego de la plataforma en un ángulo de 45° de tres metros de longitud (figura 3.1).

Antes de comenzar el experimento se registró el Peso del sujeto sobre la plataforma de fuerza con y sin alfombra de césped sintético encima. Este dato se agregó a la planilla de datos del sujeto a los efectos de cotejar posibles variaciones en los registros de fuerza debido a la presencia del césped.

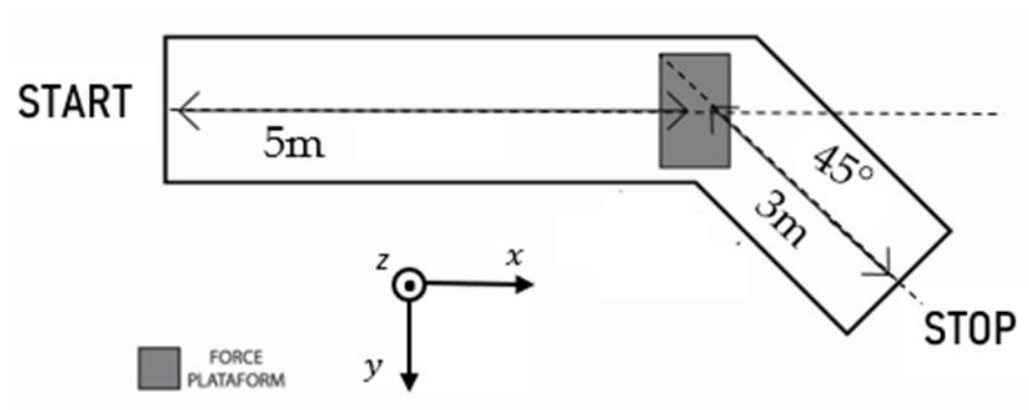


Figura 3.1. Representación esquemática de la organización del espacio de experimentación desde una vista superior. Los ejes x (antero-posterior), y (medio-lateral) y z (vertical) indican las coordenadas en el laboratorio, las cuales corresponden a las direcciones de la plataforma de fuerza. El eje z es perpendicular al plano, con su dirección positiva extendida hacia el lector.

El protocolo experimental consistió en que los participantes realizaran tres pasadas con cambios de dirección abiertos a 45° . Las pausas entre pasadas se fijaron en 1 minuto antes de la fatiga y sin pausa luego del protocolo de fatiga (Cortes, et al., 2014). Los participantes recibieron instrucciones de realizar la carrera de aproximación de cinco metros lo más rápido posible y ejecutar el cambio de dirección con su pie no dominante (izquierdo) sobre la plataforma de fuerza (762 mm x 1016 mm x 124 mm, 1000 Hz, AMTI AccuPower-Optimized multi-axis, AMTI Inc, USA), para luego continuar corriendo durante tres metros adicionales, con el objetivo de detenerse frente a un oponente simulando así una presión defensiva, como se puede ver en la figura 3.2.



Figura 3.2. Imagen de una repetición del protocolo llevado a cabo por un participante sobre la pasarela en el laboratorio. Se ven los momentos de aproximación, el COD y el acercamiento final al supuesto adversario.

Finalizada esta secuencia se realizó una prueba de un minuto de saltos verticales máximos consecutivos (Bosco, et al., 1983) a los efectos de alcanzar una situación de fatiga aguda. Este protocolo fue utilizado previamente por otros investigadores como protocolo de fatiga para analizar COD (Iguchi, et al., 2014). La fatiga fue estimada, siguiendo el enfoque de Bosco et al. (1983), mediante la comparación de los cálculos de potencia mecánica media (W), entre los primeros y los últimos 15 segundos de los saltos utilizando la expresión:

$$W = \frac{g^2 \cdot t_f \cdot t}{4 \cdot n \cdot (t - t_f)}$$

donde g es la aceleración de la gravedad, t_f es la suma del tiempo de vuelo en el período de tiempo analizado, t es el tiempo analizado, y n el número de saltos durante ese tiempo. Este procedimiento ha sido probado varias veces con marcadores fisiológicos (Fisher, 2010), destacándose además que permite una evaluación cuantificable de la fatiga sin realizar abordajes de carácter invasivo (Bosco, et al., 1983; Rodacki, et al., 2001). Además, al finalizar los saltos se tomó registro de la percepción de la intensidad del esfuerzo tomando como referencia a la variante CR-10 (Borg, 1998), procedimiento para el que fueron instruidos los participantes con las siguientes referencias: valores 0-4 indican bajo esfuerzo, 5-8 esfuerzo moderado, y 9-10 esfuerzo alto.

Luego del protocolo de fatiga, se realizaron tres pasadas más (COD) con las características explicadas anteriormente.

3.4.3. Procesamiento de datos y determinación de variables.

La velocidad de aproximación, tras instruir al deportista a realizar su esfuerzo máximo, fue determinada de acuerdo al criterio reportado en Li et al. (2021). Específicamente, se consideró la velocidad en la dirección de avance del centro de masa (COM) al momento del contacto inicial (golpe del talón). Existió un alineamiento con investigaciones anteriores sobre sprints, donde se sugiere que elegir la prueba más rápida probablemente produzca resultados similares que al promediarlos (Al Haddad, et al., 2015), utilizando así la prueba más rápida en cada condición para determinar las variables de interés de este estudio.

Se empleó un script desarrollado en MATLAB R2018a (MathWorks, Inc.) para procesar los datos adquiridos y extraer variables relevantes (ver script en anexo 3.2).

A las componentes de fuerza de reacción del suelo en dirección antero-posterior (F_x), dirección medio-lateral (F_y) y dirección vertical (F_z) se les aplicó un filtro digital Butterworth pasa bajo de cuarto orden con una frecuencia de corte de 50 Hz (Li, et al., 2021; Nahagara, et al., 2019). Para calcular las variables, se debieron determinar los instantes de la curva graficados.

El contacto inicial fue definido como el instante cuando el valor de F_z excedió los 20 N, y el despegue fue definido como el instante cuando el valor de F_z quedó por debajo de 20 N (Jones, et al., 2016; Li, et al., 2021; Rolley, et al., 2023). Además, la fase de apoyo se dividió en subfases considerando dos criterios de división diferentes presentes en la literatura: tiempo de frenado y propulsión basado en el registro de F_x (Li, et al., 2021; Maniar, et al., 2019) y tiempo de aceptación y levantamiento del peso considerando el registro F_z (Dempsey, et al., 2009; Dos'Santos, et al., 2017). Considerando estas divisiones, se calcularon veinte variables que incluyen parámetros temporales, parámetros de fuerza, impulsos y tasas de fuerza, considerados en diferentes estudios previos (Cortes, et al., 2014; Dos'Santos, et al., 2017, Li, et al., 2021; Maniar, et al., 2019; Rolley, et al., 2023). La relación

de estas variables con los registros de los componentes de la fuerza durante el apoyo de los COD se presenta en la Figura 3.3.

Las variables determinadas en este estudio se presentan en la tabla 3.1.

Tabla 3.1.

Abreviaturas, unidades y definiciones de las variables determinadas en este capítulo.

Abreviación and unidades	Variable
Tcont (s)	Tiempo total de contacto (diferencia entre contacto inicial y despegue)
Tfren (s)	Tiempo de frenado (entre inicio de Fx y punto Fx se vuelve positiva)
Tprop (s)	Tiempo de propulsión (entre punto Fx se vuelve positiva y despegue)
Tacep (s)	Tiempo de aceptación del peso (desde inicio a primer valle en Fz)
Telev (s)	Tiempo de elevación del peso (desde primer valle en Fz a despegue)
Fxmaxf ((N·kg ⁻¹)	Fuerza máxima en frenado (mínimo de Fx en el frenado - normalizada)
Fxmaxp (N·kg ⁻¹)	Fuerza máxima de propulsión en el avance (máximo de Fx en propulsión - normalizada)
Fymax (N·kg ⁻¹)	Fuerza máxima lateral (máximo de Fy durante el contacto - normalizada)
Fzmax acept (N·kg ⁻¹)	Fuerza máxima en la aceptación del peso (máximo de Fz en aceptación del peso - normalizada)
Fzmax elev (N·kg ⁻¹)	Fuerza máxima en levantamiento del Peso (máximo de Fz en levantamiento del peso - normalizada)
ImpTx (N·s·kg ⁻¹)	Impulso mecánico neto en x (Impulso normalizado asociado con Fx)
ImpTy (N·s·kg ⁻¹)	Impulso mecánico neto en y (Impulso normalizado asociado con Fy)
ImpTz (N·s·kg ⁻¹)	Impulso mecánico neto en z (Impulso normalizado asociado con Fz)
Impf (N·s·kg ⁻¹)	Impulso de frenado (Impulso normalizado asociado con Fx en frenado)
Imppp (N·s·kg ⁻¹)	Impulso de propulsión (Impulso normalizado asociado con Fx en propulsión)
Imp acep (N·s·kg ⁻¹)	Impulso de aceptación del peso (Impulso normalizado asociado con Fz en aceptación del peso)
Imp elev (N·s·kg ⁻¹)	Impulso de levantamiento del peso (Impulso normalizado asociado con Fz en levantamiento del peso)
TFx (N·s ⁻¹)	Tasa de fuerza en x (Tasa de fuerza promedio en Fx)
TFy (N·s ⁻¹)	Tasa de fuerza en y (Tasa de fuerza promedio en Fy)
TFz (N·s ⁻¹)	Tasa de fuerza en z (Tasa de fuerza promedio en Fz)

Todos los impulsos se estimaron integrando la fuerza a lo largo del tiempo utilizando el método trapezoidal. Las tasas de fuerza promedio se determinaron como el valor absoluto de la pendiente de la línea ajustada entre el contacto inicial y los valores de fuerza absoluta máxima para cada caso.

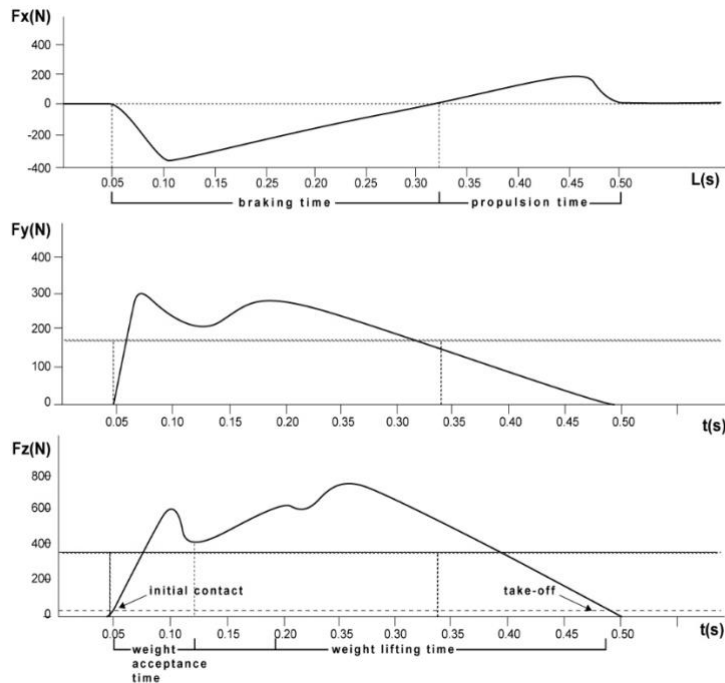


Figura 3.3. Ejemplos de curvas típicas de fuerza de reacción del suelo (FRS) observadas durante un intento para un sujeto. Las líneas punteadas horizontales en las figuras superior e inferior indican los valores de referencia utilizados para identificar el punto de corte que define las subfases. Las líneas verticales punteadas marcan los valores de referencia considerados para definir los períodos de tiempo asociados con las subfases utilizadas en los cálculos de las variables descriptas en el texto.

3.4.4 Análisis estadísticos.

Se utilizó estadística descriptiva para calcular las medias y las desviaciones estándar (DE) de todas las variables consideradas en este trabajo. La presunción de normalidad y homogeneidad de varianzas fueron evaluadas mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la prueba F de Fisher, respectivamente. Las diferencias entre condiciones de fatiga (F) y no fatiga (NF) se analizaron con la prueba de Wilcoxon y una prueba T para muestras pareadas. El tamaño del efecto se calculó con el cálculo de la d-Cohen. Los criterios para interpretar la magnitud del tamaño del efecto fueron los siguientes: >0.2 pequeño, >0.6 moderado y >1.2 grande (Hopkins, et al., 2009). Se utilizó el paquete estadístico libre JASP (versión 0.16.4). En todos los casos se utilizó un intervalo de confianza del 95% y un nivel de significación menor a 0.05.

3.5. RESULTADOS.

La velocidad de aproximación a la plataforma se mantuvo consistente a través de ambas condiciones: $4.53 \pm 0.55 \text{ m s}^{-1}$ durante las repeticiones sin fatiga y $4.58 \pm 0.70 \text{ m s}^{-1}$ durante las repeticiones en condición de fatiga aguda. Estos valores cayeron dentro del rango considerado como velocidad media de paso de carrera (Dorn, et al., 2012). La fatiga aguda fue confirmada por una reducción en la potencia mecánica, que disminuyó desde 26 ± 5 a $19 \pm 3 \text{ W.kg}^{-1}$ desde el comienzo (0-15 s) al final (45-60s) de la evaluación de saltos continuos. Los valores de RPE luego del protocolo de fatiga estuvieron siempre entre 9 o 10 para todos los participantes.

Los resultados obtenidos para todas las variables se analizaron tomando a la fatiga como factor. Los valores descriptivos (medias $\pm$ DE), los resultados de las pruebas T o pruebas de Wilcoxon para medidas pareadas y el cálculo d-Cohen para estimar el tamaño de efecto se presentan en las tablas 3.2, 3.3, 3.4 y 3.5 para las 20 variables examinadas en este estudio, categorizadas por tipo de variable (tiempos, fuerzas de reacción del suelo, impulsos y tasas de fuerza).

Tabla 3.2.

Comparación de los valores de los tiempos para COD con y sin fatiga aguda.

		Sin fatiga			Con fatiga			<i>p</i>-valor	ES
		media $\pm$ DE			media $\pm$ DE				
Tcont	(s)	0.24	$\pm$	0.03	0.23	$\pm$	0.03	0.16	0.36
Tfren	(s)	0.18	$\pm$	0.02	0.16	$\pm$	0.02	0.01*	-0.71
Tprop	(s)	0.06	$\pm$	0.02	0.06	$\pm$	0.01	0.39	-0.21
Tacep	(s)	0.04	$\pm$	0.01	0.06	$\pm$	0.001	0.32	0.25
Telev	(s)	0.19	$\pm$	0.03	0.19	$\pm$	0.03	0.25	0.29

Nota. Tcont = tiempo total de contacto; Tfren = tiempo de frenado; Tprop = tiempo de propulsión; Tacep = tiempo de aceptación del peso Telev = tiempo de levantamiento del peso. DE = desviación estándar; *p*-valor = nivel de significancia; ES = tamaño de efecto de Cohen. Los asteriscos * indican aquellas variables que presentaron diferencias significativas cuando se compara entre condiciones

Tabla 3.3.

Comparación de las fuerzas máximas para COD con y sin fatiga aguda.

		Sin fatiga media ± DE			Con fatiga media ± DE			<i>p</i>-valor	ES
Fxmaxf	(N·kg ⁻¹)	4.91	±	1.21	4.35	±	0.82	0.14	-0.38
Fxmaxp	(N·kg ⁻¹)	1.20	±	1.20	1.30	±	0.52	0.4	0.37
Fymax	(N·kg ⁻¹)	4.62	±	0.82	6.63	±	0.88	0.88	-0.64
Fzmax acept	(N·kg ⁻¹)	16.29	±	4.62	15.40	±	2.67	0.52	0.60
Fzmax elev	(N·kg ⁻¹)	14.74	±	1.97	13.99	±	1.83	0.61	0.50

Nota. Fxmaxf = fuerza máxima de frenado; Fxmaxp = fuerza máxima de propulsión en el avance; Fymax = fuerza máxima lateral; Fzmax acept = fuerza máxima durante la aceptación del peso; Fzmax elev = fuerza máxima durante el levantamiento del peso. DE = desviación estándar; *p*-valor = nivel de significancia; ES = tamaño de efecto de Cohen.

Tabla 3.4.

Comparación de los impulsos para COD con y sin fatiga aguda

		Sin fatiga media ± DE			Con fatiga media ± DE			<i>p</i>-valor	ES
ImpTx	(N·s·kg ⁻¹)	0.37	±	0.13	0.29	±	0.10	0.009*	0.72
ImpTy	(N·s·kg ⁻¹)	0.72	±	0.18	0.70	±	0.18	0.42	0.20
ImpTz	(N·s·kg ⁻¹)	2.46	±	0.40	2.26	±	0.34	0.001*	-4.49
Impf	(N·s·kg ⁻¹)	0.42	±	0.20	0.36	±	0.09	0.008*	-0.73
Imppp	(N·s·kg ⁻¹)	0.05	±	0.04	0.06	±	0.03	0.31	-0.26
Imp acep	(N·s·kg ⁻¹)	0.43	±	0.13	0.40	±	0.11	0.36	0.24
Imp elev	(N·s·kg ⁻¹)	2.03	±	0.38	1.86	±	0.31	0.01*	0.68

Nota. ImpTx = impulso mecánico total en x; ImpTy = impulso mecánico total en y; ImpTz = impulso mecánico total en z; Impf = impulso de frenado; Imppp = impulso de propulsión; Imp acep = impulso de aceptación del peso; Imp elev = impulso de levantamiento del peso. DE = desviación estándar; *p*-valor = nivel de significancia; ES = tamaño de efecto de Cohen.

Los asteriscos * indican aquellas variables que presentaron diferencias significativas cuando se compara entre condiciones

Tabla 3.5.

Tasas de fuerza para COD con y sin fatiga aguda

		Sin fatiga media ± DE	Con fatiga media ± DE	<i>p-valor</i>	ES
TFx	(N·s ⁻¹)	768.0 ± 349.0	786.0 ± 314.0	0.85	-0.05
TFy	(N·s ⁻¹)	184.0 ± 150.6	136.7 ± 133.4	0.32	-0.25
TFz	(N·s ⁻¹)	188.5 ± 51.4	201.6 ± 62.8	0.18	-0.34

Nota. TFx = tasa de fuerza en x; TFy = tasa de fuerza en y; TFz = tasa de fuerza en z. DE = desviación estándar; *p*-valor = nivel de significancia; ES = tamaño de efecto de Cohen.

Al considerar los tiempos, en la comparación de Tfren en el eje de avance, en ausencia de fatiga (NF) (0.18±0.02) y presencia de fatiga (F) (0.16±0.02), la prueba de Shapiro-Wilk mostró que difiere significativamente de la distribución normal (*p*=0.02). Al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon se encontraron diferencias estadísticamente significativas con una confianza del 95%, mostrando una disminución del tiempo de frenado durante el ciclo del cambio de dirección (*p*=0.01) con un tamaño de efecto moderado (-0.71). El resto de las comparaciones de los tiempos absolutos, que son: Tcont, Tprop, Telev y Tacep no arrojaron diferencias estadísticamente significativas con tamaño de efecto pequeño.

En lo que respecta a los picos máximos de fuerza en sus diferentes componentes, como: Fxmaxf, Fxmaxp, Fymax, Fzmax acep y Fzmax elev, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas con tamaño de efecto pequeño o nulo al comparar entre condiciones.

Para los impulsos, ImpTx en NF (0.37±0.13) y F (0.29±0.10), la prueba de Shapiro-Wilk mostró un ajuste a la normalidad (*p*=0.77). Por su parte, se encontró una diferencia estadísticamente significativa (*p*=0.009) entre condiciones, con una confianza del 95%, marcando una disminución del ImpTx durante el ciclo del cambio de dirección con fatiga, con un tamaño de efecto moderado (-0.72). En la comparación entre impulsos en el eje de avance, Impb en NF (0.42±0.12) y F (0.36±0.09), la prueba de Shapiro-Wilk mostró un ajuste a la normalidad (*p*=0.97). Se encontró una diferencia estadísticamente significativa (*p*=0.008) entre condiciones, con una confianza del 95%, mostrando una disminución del Impf, con un tamaño de efecto moderado (-0.73). A su vez, para el eje vertical en NF (2.46±0.40) y F

(2.26 ± 0.34), la prueba de Shapiro-Wilk mostró un ajuste a la normalidad ($p=0.80$). Se encontró una diferencia estadísticamente significativa ($p=0.001$) entre condiciones, con una confianza del 95%, mostrando una disminución del ImpTz durante el ciclo del cambio de dirección, con un tamaño de efecto muy grande (-4.49). En el contraste de los impulsos registrados durante la fase de elevación del peso (Imp elev) asociado al eje vertical, en NF (2.03 ± 0.38) y F (1.86 ± 0.31), la prueba de Shapiro-Wilk mostró un ajuste a la normalidad ($p=0.43$). Se encontró una diferencia estadísticamente significativa ($p=0.01$) entre condiciones, con una confianza del 95%, resultando en una disminución del Imp elev, con un tamaño de efecto moderado (0.68). En ITy, Impp e Imp acep no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre condiciones con tamaño de efecto pequeño. En las tasas de fuerza, como TFz, TFx y TFy no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre condiciones, con tamaño de efecto nulo o pequeño.

3. 6. DISCUSIÓN.

En este estudio se analizaron tiempos, fuerzas máximas, impulsos y tasas de fuerza durante varias subfases del apoyo en cambios de dirección de salida abierta a 45° simulando una acción defensiva durante una presión realizada por futbolistas. Se compararon estas variables cuando la acción se realizó con y sin fatiga aguda. Parece pertinente destacar que la velocidad de aproximación en ambas condiciones fue consistente. Este aspecto es crucial para esta discusión sobre las variables cinéticas que se va a llevar a cabo, porque la técnica del cambio de dirección puede variar en función del ángulo y/o la velocidad (Dos'Santos, et al., 2018). El ángulo fue determinado por la forma de la pasarela, pero los futbolistas fueron instruidos para maximizar sus velocidades para interceptar oponentes en cada una de las dos condiciones. Si se hubieran registrado diferencias significativas en las velocidades de aproximación entre condiciones se podrían haber ocurrido potencialmente las interpretaciones de las variables estudiadas, atribuyendo los cambios a los efectos de la fatiga sobre la velocidad más que sobre las acciones asociadas con las diferentes subfases. La velocidad registrada en este estudio se enmarcó dentro del rango comúnmente observado durante los cambios de dirección, como fue indicado por un análisis de datos recientes de los encuentros oficiales de la Premier League (Dos'Santos, et al., 2022).

El análisis efectuado para el estudio fue capaz de confirmar las hipótesis de trabajo, la fatiga aguda altera variables específicas importantes para el control del movimiento corporal y esas alteraciones dependen de la subfase y dirección que se encuentra en consideración. Específicamente, se encontró que el tiempo de frenado fue más corto en la condición de fatiga, y los impulsos netos en los ejes antero-posterior y vertical, así como también aquellos de la fase de frenado y la fase de levantamiento del peso, fueron significativamente más bajos en la condición de fatiga. Sin embargo, ninguno de los valores de fuerzas máxima y tasas de fuerza mostraron diferencias entre condiciones.

Aunque la velocidad de aproximación desarrollada por los futbolistas en cada condición se puede clasificar como de paso medio de carrera. El tiempo total de contacto cayó dentro del rango observado para atletas por parte de otros autores al correr a velocidades cercanas a las moderadas (Dorn, et al., 2012), y no se observaron variaciones luego de la fatiga en el tiempo de contacto total. Esta es una sugerencia inicial de los cambios en la mecánica de apoyo debido al movimiento de cambio de dirección. Zebis et al. (2011), quienes investigaron el impacto de la fatiga en el COD, aunque en jugadoras de balonmano, además notaron que no hubo cambios significativos en el tiempo total del apoyo cuando se llevó a cabo la acción bajo la condición de fatiga. Sin embargo, estos autores encontraron una tendencia a una pequeña reducción en el tiempo neto de apoyo durante la condición de fatiga, tendencia que no se observó en este estudio. La reducción observada en el tiempo de la fase de frenado en este análisis sugiere que durante el COD analizado, similar a una acción defensiva de presión, los futbolistas en condición de fatiga aguda no consiguen frenar su cuerpo en el eje de avance en la misma medida en que lo hacen cuando dichas acciones se realizan sin fatiga aguda. Esta reducción en los tiempos de la subfase de frenado, podría sugerir un aumento del riesgo de lesión del LCA, como ha sido indicado en estudios con saltos verticales (Bates, et al., 2013); sin embargo, es más pertinente discutir esto relacionado al impulso debido a su significado mecánico (Newton, 1726).

En lo que respecta al análisis de Fuerzas máximas, los valores obtenidos en este estudio fueron menores al comparar con aquellos observados en la literatura para carreras rectas (Dorn, et al., 2012), y para cambios de dirección de 45° llevados a cabo con y sin carga (Li, et al., 2021), con y sin fatiga en una población joven no específica a ningún deporte (Cortes, et al., 2014) y en jugadoras de balonmano (Zebis, et al., 2011). Sin embargo, cuando

la fuerza pico vertical excede $\frac{3}{4}$ del peso corporal puede aumentar el riesgo de lesión del LCA (Bakker, et al., 2016; Koga, et al., 2010; Yu y Garrett, 2007), y en el caso de este estudio los resultados estuvieron muy cercanos a esos valores, particularmente durante la fase de aceptación del peso en cada condición. Los resultados de este análisis, al comparar condiciones de las diferentes componentes de fuerzas máximas, se alinean con el estudio llevado a cabo por Zebis et al. (2011), que no reportó alteraciones significativas en las diferentes componentes de fuerza bajo los efectos de la fatiga. No obstante, difieren de los resultados de Cortes et al. (2014), una posible explicación para esas diferencias podría estar en los protocolos de fatiga utilizados, ya que Cortes et al. (2014) usaron un protocolo de fatiga en tapiz rodante luego de una prueba de VO_2 máximo.

Estudios que han considerado valores de fuerza en el contexto de la fatiga para jugadores de fútbol profesional han examinado cambios de dirección con diferentes ángulos a los aquí analizados o bien carreras sin cambios de dirección. En este último escenario, Wdowski et al. (2021) se enfocaron en la fase de aceleración de un sprint en jugadores de fútbol profesional. Estos autores concluyeron que la fatiga lleva a una reducción de los máximos de fuerza medio-laterales provocando que los futbolistas alteren su mecánica de esprint para disminuir la carga lateral y redireccionar la fuerza para su incremento en la direcciones anteroposterior y vertical, de este modo manteniendo el rendimiento en el esprint y reduciendo el riesgo de lesiones de tobillo. Si extrapolamos la interpretación de Wdowski et al. (2021), la ausencia de cambios en los valores de fuerza máxima observados en este estudio sugiere que los futbolistas no necesariamente precisan de un ajuste de sus mecánicas de movimiento durante un cambio de dirección defensivo de 45° en presencia de fatiga. Sin embargo, es importante enfatizar que el análisis de los datos con parámetros discretos puede llevar a una reducción de los mismos y a una pérdida severa de información (Deluzio, et al., 2014). Los máximos valores de fuerza no siempre reflejan el rendimiento de una acción de forma precisa; un análisis de la función fuerza-tiempo completa, como ha sido llevado a cabo con otros movimientos (González-Ramírez, et al., 2024), podría proveer una perspectiva diferente.

En el análisis de los cálculos de los impulsos se encontraron los aspectos más interesantes de este trabajo. Lo primero a destacar fue que los valores obtenidos aquí se acercaron a aquellos reportados en otros análisis de cambios de dirección con el mismo

ángulo, donde otros factores de comparación fueron considerados (Li, et al., 2021; Spiteri, et al., 2013). La disminución significativa observada en el impulso total asociado con la fuerza en el eje de avance bajo la condición de fatiga, se puede explicar con los cambios observados en el impulso durante la fase de frenado. Esto, a su vez, se puede asociar a los cambios observados en el tiempo de frenado. Dado que los futbolistas arribaron al momento del cambio de dirección a la misma velocidad en cada condición, la disminución en el tiempo de frenado resulta en valores de impulso más bajos durante la condición de fatiga. Como el impulso corresponde a la variación de la cantidad de movimiento, definida como el producto de masa por velocidad (Newton, 1726), la disminución en el impulso implica una menor pérdida de velocidad del centro de masa de los futbolistas en la dirección anteroposterior durante la fase de frenado. Esto podría interpretarse como un aspecto negativo de la mecánica del cambio de dirección, ya que una tendencia a mantener la velocidad en el sentido original de la carrera de aproximación durante el apoyo del cambio de dirección, podría contribuir a aumentar las fuerzas de cizallamiento a nivel de la rodilla del miembro apoyado. Estos hallazgos estarían en consonancia con lo planteado por Zago et al. (2021) al estudiar futbolistas de sexo femenino realizando cambios de dirección de 180° bajo los efectos de la fatiga. Ellos resaltan que una contribución reducida para el frenado en el penúltimo paso, como fue sugerido por Dos'Santos et al. (2019), podría volverse menos efectiva para disipar las fuerzas de impacto, sobrecargando así a las estructuras pasivas del aparato locomotor. También Cassiolas et al. (2023) encontraron los grados mayores de riesgo de lesión en la fase de frenado, agregando sustento a estas interpretaciones.

Por su parte, la disminución significativa del impulso total en el eje vertical puede explicarse con la disminución observada en la fase elevación del peso en el eje vertical dentro de la fase final del apoyo. Aquí no se observó un aumento durante la fase de aceptación del peso, lo que implicaría un esfuerzo más grande para desacelerar el movimiento descendente del centro de masa (Harry, et al., 2017). De acuerdo a los resultados de este trabajo, los cambios en el impulso vertical, pueden ser atribuidos a la reducción observada en la fase de elevación del peso. De este modo, en este eje, los cambios ocurren durante el empuje para llevar a cabo el primer paso hacia el rival. La disminución en la variación de cantidad de movimiento implica que el deportista va a tener una componente vertical de velocidad menor en el momento del despegue lo que conduce a un menor tiempo de vuelo (Newton, 1726).

Un tiempo de vuelo menor sugiere una modificación en la técnica al inicio del tramo final de la acción. En este caso, a diferencia de lo discutido para el impulso en el eje horizontal, la variación no puede asociarse principalmente con una de las variables involucradas, ya que ni el tiempo de elevación del peso ni la fuerza (al menos la máxima), cambiaron significativamente durante esta fase. Por lo que la variación del impulso queda explicada por cambios menores en las fuerzas y los tiempos.

Considerando todos los cambios de los impulsos en su conjunto, la importancia de desarrollar valores más altos de impulso, durante el frenado y el empuje vertical del COD, como ocurrió en este estudio en ausencia de fatiga, permiten un control de la posición del cuerpo durante la desaceleración y una mejora en el rendimiento en la aproximación final hacia el oponente. Siguiendo esta idea discutida en Spiteri et al. (2013), la optimización del impulso en cada fase permitiría a los atletas desacelerar antes, aplicando impulsos mayores durante la fase de frenado del movimiento y aproximarse rápidamente al oponente maximizando el impulso vertical durante la elevación del peso.

En cuanto a las tasas de fuerza, existe una falta de comunicaciones publicadas sobre esta variable durante la ejecución de movimientos deportivos, y hasta donde se sabe, no existen reportes de sus valores durante un COD. Sin embargo, los valores aquí presentados fueron sorpresivamente altos comparados a aquellos obtenidos en un estudio donde se analizaron velocidades intermedias de carrera para evaluar el efecto de la utilización de diferentes calzados (Sinclair y Taylor, 2014). Tomando esos valores como referencia, las tasas de fuerza en el COD a 45° son altas en todos los ejes, en las dos condiciones analizadas. Estos valores sugieren un alto riesgo de lesión, debido a que la viscosidad de los materiales biológicos que constituyen el sistema musculoesquelético determina un aumento de su rigidez al incrementar las tasas de fuerza (Knudson, 2013), de este modo se aumenta el riesgo de falla mecánica (Knudson, 2013). Finalmente, la comparación de tasas de fuerza sugiere que la fatiga no altera el riesgo durante este tipo de COD en jugadores de fútbol. No obstante, estudios de laboratorio muestran que la fatiga aumenta la laxitud de los ligamentos (Skinner, et al., 1986), y de este modo, la misma tasa de fuerza podría tener diferentes consecuencias sobre las estructuras biológicas tales como el LCA.

Desde el punto de vista de las aplicaciones prácticas, una de las secuencias metodológicas más efectivas para entrenar una habilidad motora como el COD es: un

ejercicio técnico analítico, un encadenamiento de habilidades (como ser un COD más una aceleración), y luego un ejercicio de agilidad reactiva (Turner y Stewart, 2014). Los profesionales de la actividad física recomiendan que esta secuencia sea seguida sin inducir la fatiga, particularmente para deportistas en su etapa de iniciación. Sin embargo, los resultados obtenidos aquí sugieren que los atletas expertos se podrían beneficiar a partir de entrenar el COD bajo la condición de fatiga, ya que el rendimiento motriz muestra cambios dinámicos bajo estas condiciones. Aunque estos cambios no afectan las fuerzas máximas y las tasas de fuerza, estos parámetros presentan valores altos que reflejan un riesgo cierto de lesión a la hora de ejecutar este tipo de movimientos. De esta manera, sería altamente valorable lograr un alto nivel de rendimiento en esta habilidad motriz bajo condiciones de fatiga. Es relevante tener en cuenta que, más allá de la duración total de estos trabajos, los periodos de alta intensidad son los responsables de desarrollar fatiga aguda. Esto debería ser considerado al planear actividades de entrenamiento que puedan recrear estas reducciones de rendimiento físico y técnico a corto plazo en jugadores de fútbol (de Pablo, et al., 2024).

Este estudio presenta algunas limitaciones que quisiera indicar. En primer lugar, fue posible analizar solamente 17 jugadores profesionales de fútbol. Además de una muestra más grande, diferentes categorías de género, edad, y experiencia debieran ser considerados antes de generalizar la aplicabilidad de los resultados obtenidos. El escaso tamaño de la muestra no permitió llevar a cabo un análisis comparativo considerando las posiciones de juego como un factor. Esto habría enriquecido claramente la discusión de los resultados ya que, por ejemplo: el número de acciones de alta intensidad durante un partido depende de la posición en el campo (Barte, et al., 2017).

Por otro lado, un análisis que no considere solamente valores discretos de fuerza o promedios de tasas de fuerza podría llevar a conclusiones diferentes. Así también, un análisis cinemático para visualizar la orientación del cuerpo durante la acción podría ampliar la discusión de si los cambios cinéticos están relacionados a diferentes orientaciones durante el apoyo del COD.

Finalmente sería interesante investigar si otros tipos de protocolos de fatiga provocan diferentes efectos, porque mientras los saltos continuos tienen una racionalidad sólida, estos no se replican completamente en situaciones de juego. Además, evaluar diferentes tipos de

movimientos de COD y comparar acciones realizadas con el miembro dominante versus el no dominante sería valioso.

3.7 CONCLUSIONES.

Durante los cambios de dirección de salida abierta a 45° que simulan una acción defensiva en condición de fatiga aguda, se observa que solo algunas de las variables consideradas relevantes para controlar el movimiento corporal presentan cambios en fases específicas producto de la presencia de la fatiga permitiendo concluir que:

1) Durante un COD a 45°, similar a las maniobras defensivas realizadas durante el pressing, se produce una disminución significativa en el tiempo de frenado, el impulso de frenado y el impulso de levantamiento del peso corporal, lo que sugiere que, en condiciones de fatiga aguda, los jugadores de fútbol profesionales no desaceleran lo suficiente y elevan menos el cuerpo en el primer paso después del cambio.

2) Durante un COD de 45°, similar a las maniobras defensivas realizadas durante el pressing, aunque las fuerzas máximas y las tasas de fuerza no cambian significativamente con la fatiga aguda, alcanzan valores que sugieren un riesgo significativo de lesión del LCA en ambas condiciones.

3.8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

Al Haddad, H., Simpson, B. M., y Buchheit, M. (2015). Monitoring changes in jump and sprint performance: best or average values? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(7), 931-934. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0540>

Alenezi, F., Herrington, L., Jones, P., y Jones, R. (2016). How reliable are lower limb biomechanical variables during running and cutting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 137-142. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.07.001>

- Bakker, R., Tomescu, S., Brennen, E., Hangalur, G., Laing, A., y Chandrashekar, N. (2016). Effect of sagittal plane mechanics on ACL strain during jump landing. *Journal of Orthopaedic Research*, 34(9), 1636-1644. <https://doi.org/10.1002/jor.23164>
- Barte, J. C. M., Nieuwenhuys, A., Geurts, S. A. E., y Kompier, M. A. J. (2017). Fatigue experiences in competitive soccer: Development during matches and the impact of general performance capacity. *Fatigue: Biomedicine, Health & Behavior*, 5(4), 191-201. <https://doi.org/10.1080/21641846.2017.1377811>
- Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., y Hewett, T. E. (2013). Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. *Clinical biomechanics*, 28(7), 796-799. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.004>
- Blackburn, J. T., y Padua, D. A. (2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 174-179. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.174>
- Bloomfield, J., Polman, R., y O'Donoghue, P. (2007a). Physical demands of different positions in FA premier league soccer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(1), 63–70 PMID: PMC3778701 PMID: 24149226
- Bloomfield, J., Polman, R., y O'Donoghue, P. (2007b). Turning movements performed during FA Premier League soccer matches. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(10), 9-10
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin Jr, J.A., y Garrett Jr, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human Kinetics

- Bosco, C., Luhtanen, P., y Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(2), 273-82. <https://doi.org/10.1007/bf00422166>
- Cassiolas, G., Di Paolo, S., Marchiori, G., Grassi, A., Della Villa, F., Bragonzoni, L., Visani, A., Giavaresi, G., Fini, M., Zaffagnini, S., y Lopomo, N. F. (2023). Knee Joint Contact Forces during High-Risk Dynamic Tasks: 90° Change of Direction and Deceleration Movements. *Bioengineering*. 10(2), 179. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10020179>
- Cortes, N., Onate, J., y Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*, 39(3), 888-893 <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020>
- De Hoyo, M., Torre, A., De la Fuente, F., Sañudo, B., Carrasco, L., Mateo-Cortes, J., Domínguez-Cobo, S., Fernandes, O., y Gonzalo-Skok, O. (2015). Effects of eccentric overload bout on change of direction and performance in soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 36(4), 308–314. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1395521>
- de Pablo, M., Torres, C., Díaz, D. L. U., y Fabrica, G. (2024). Analysis of the impact of different intensities and time periods on the physical and technical performance of professional soccer players. *Retos*, (60), 1016-1024. <https://doi.org/1047197/retos.v60.106937>
- Della Villa, F., Buckthorpe, M., Grassi, A., Nabiuzzi, A., Tosarelli, F., Zaffagnini, S., y Della Villa, S. (2020). Systematic video analysis of ACL injuries in professional male football (soccer): injury mechanisms, situational patterns and biomechanics study on 134 consecutive cases. *British journal of sports medicine*, 54(23), 1423-1432. <https://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2019-101247>
- Deluzio K. J., Harrison A. J., Coffey N., y Caldwell, G. (2014) Analysis of biomechanical waveform data. In: Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey

SN, editors. *Research methods in biomechanics*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics. pp. 317–37

Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., y Munro, B. J. (2009). Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *The American journal of sports medicine*, 37(11), 2194-2200. <https://doi.org/10.1177/0363546509334373>

Dorn, T. W., Schache, A. G., y Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*, 215(11), 1944-1956. <https://doi.org/10.1242/jeb.064527>

Dos'Santos, T., Thomas, C., Jones, P. A., y Comfort, P. (2017). Mechanical determinants of faster change of direction speed performance in male athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 696–705. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001535>

Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., y Jones, P. A. (2018). The effect of angle and velocity on change of direction biomechanics: An angle-velocity trade-off. *Sports medicine*, 48, 2235-2253. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0968-3>

Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., y Jones, P. A. (2019). Role of the penultimate foot contact during change of direction: Implications on performance and risk of injury. *Strength & Conditioning Journal*, 41(1), 87-104. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000395>

Dos'Santos, T., Cowling, I., Challoner, M., Barry, T., y Caldbeck, P. (2022). What are the significant turning demands of match play of an English Premier League soccer team? *Journal of Sports Sciences*, 40(15), 1750-1759. <https://doi.org/10.1080/02640414.2022.2109355>

Fisher, G. (2010). *Análise da Mecânica da Corrida com e sem efeito da fadiga* [Doctoral dissertation]. UFRGS, Porto Alegre, RS, Brasil.

- Forcher, L., Forcher, L., Altmann, S., Jekauc, D., y Kempe, M. (2022). The keys of pressing to gain the ball—characteristics of defensive pressure in elite soccer using tracking data. *Science and Medicine in Football*, 8(2), 161-169. <https://doi.org/10.1080/24733938.2022.2158213>
- González-Ramírez, A., Torres, C., y Fábrica, C.G. (2024). Análisis temporal del índice bilateral en press de banca con diferentes cargas en jugadores masculinos de balonmano. *E-balonmano com Journal Sports Science*, 20(3), 225-234. <https://doi.org/10.17398/1885-7019.20.225>
- Grassi, A., Smiley, S.P., Roberti di Sarsina, T., Signorelli, C., Marcheggiani Muccioli, G. M., Bondi, A., Romagnoli, M., Agostini, A., y Zaffagnini, S. (2017). Mechanisms and situations of anterior cruciate ligament injuries in professional male soccer players: A YouTube-based video analysis. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 27(7), 967-981. <https://doi.org/10.1007/s00590-017-1905-0>
- Harry, J. R., Silvernail, J. F., Mercer, J. A., y Dufek, J. S. (2017). Comparison of pre-contact joint kinematics and vertical impulse between vertical jump landings and step-off landings from equal heights. *Human Movement Science*, 56, 88-97. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.10.022>
- Havens, K. L., y Sigward, S.M. (2015). Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes. *Gait and Posture*, 41(1), 33-38. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.005>
- Hopkins, W., Marshall, S., Batterham, A., y Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, 41(1), 3. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31818cb278>
- Iguchi, J., Tateuchi, H., Taniguchi, M., y Ichihashi, N. (2014). The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics and muscle activity during unanticipated side-step

- cutting. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(1), 41-48.
<https://doi.org/10.1007/s00167-013-2526-8>
- Jakobsson, S. K., Amasay, T., Mier, C. M., y Tamulevicius, N. (2020). Influence of Fatigue on Change of Direction Performance in Soccer Players. *International Journal of Exercise Science*, 13(1), 656-666. PMID: 32509106 PMCID: PMC7241639
- Jones, P. A., Herrington, L. C., y Graham-Smith, P. (2016). Technique determinants of knee abduction moments during pivoting in female soccer players. *Clinical Biomechanics*, 31, 107-112. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.012>
- Knudson, D. (2013). *Mechanics of the musculoskeletal system*. In *Fundamentals of Biomechanics*, 2nd ed, A. M. Robertson & D. R. Caldwell Eds., Springer Science & Business Media, pp. 72-77
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., y Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218-2225.
<https://doi.org/10.1177/0363546510373570>
- Li, X., Li, C., Cui, Y., y Wong, D. P. (2021). Acute kinematics and kinetics changes to wearable resistance during change of direction among soccer players. *Research in Sports Medicine*, 29(2), 155-169. <https://doi.org/10.1080/15438627.2020.1770761>
- Maniar, N., Schache, A. G., Cole, M. H., y Opar, D. A. (2019). Lower-limb muscle function during sidestep cutting. *Journal of Biomechanics*, 82, 186–192.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.021>
- Martínez-Hernández, D., Quinn, M., y Jones, P. (2022). Linear Advancing Actions Followed by Decelerations and Turn Are the Most Common Movements Preceding Goals in Male Professional Soccer. *Science and Medicine in Football*, 7(1), 25-33.
<https://doi.org/10.1080/24733938.2022.2030064>

- Morgan, O., Drust, B., Ade, J. D., y Robinson, N. (2021). Change of direction frequency off the ball: New perspectives in elite youth soccer. *Science and Medicine in Football*, 6(4), 473-482. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1986635>
- Nagahara, R., Amini, E., Marcon, K. C. C., Chen, P. W., Chua, J., Eiberger, J., Futralan, N. J. C., Lye, J., Pantovic, M. M., Starczewski, M., Sudsa-ard, K., Sumartiningsih, S., Wang, C. Y., William, T. B., Kasujja, T., y Gujar, T. A. (2019). Influence of the intention to lean the body forward on kinematics and kinetics of sprinting for active adults. *Sports*, 7(6), 133. <https://doi.org/10.3390/sports7060133>.
- Newton, I. (1726). *Philosophiæ naturalis principia mathematica*. Londini: Apud G. & J. Innys
- Olsen, O., Myklebust, G., Engebretsen, L., y Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012. <https://doi.org/10.1177/0363546503261724>
- Pol, R., Hristovski, R., Medina, D., y Balague, N. (2018). From microscopic to macroscopic sports injuries. Applying the complex dynamic systems approach to sports medicine: a narrative review. *British journal of sports medicine*, 53(19), 1214-1220. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097395>.
- Rawcliffe, A..J., Graham, S. M., Simpson, R. J., Moir, G. L., Martindale, R .J. J., Psycharakis, S. G., y Connaboy, C. (2020). The Effects of British Army Footwear on Ground Reaction Force and Temporal Parameters of British Army Foot Drill. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(3), 754-762. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002139>

- Rodacki, A. L., Fowler, N. E., y Bennett, S. J. (2001). Multi-segment coordination: fatigue effects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(7), 1157-1167. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00013>
- Rolley, T., Gill, S.D., Keast, M., Reade, T., Page, R., Bonacci, J., Stella, J., Johnson, B., y Fox, A. (2023). Anticipatory effects on side-step cutting biomechanics in Women's Australian Football League players. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(2), e001587-e001587. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-001587>
- Sinclair, J., y Taylor, P.J. (2014). Influence of new military athletic footwear on the kinetics and kinematics of running in relation to army boots. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2900-2908. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000000477>
- Skinner, H. B., Wyatt, M. P., Stone, M. L., Hodgdon, J. A., y Barrack, R. L. (1986). Exercise-related knee joint laxity. *The American journal of sports medicine*, 14(1), 30-34. <https://doi.org/10.1177/036354658601400106>
- Spiteri, T., Cochrane, J. L., Hart, N. H., Haff, G. G., y Nimphius, S. (2013). Effect of strength on plant foot kinetics and kinematics during a change of direction task. *European Journal of Sport Science*, 13(6), 646-652. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.774053>
- Turner, A. N., y Stewart, P. F. (2014). Strength and conditioning for soccer players. *Strength & Conditioning Journal*, 36(4), 1-13. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000054>
- Waldén, M., Krosshaug, T., Bjorneboe, J., Andersen, T., Faul, O., y Hagglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: A systematic video analysis of 39 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 49(22), 1452-1460. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094573>
- Wdowski, M. M., Clarke, N., Eyre, E. L. J., Morris, R., Noon, M., Eustace, S. J., Hankey, J., Raymond, L. M., y Richardson, D. L. (2021). The effect of fatigue on first stance

- phase kinetics during acceleration sprint running in professional football players. *Science and Medicine in Football*, 5(2), 90-96. <https://doi.org/10.1080/24733938.2020.1799064>
- Yu, B., y Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British journal of sports medicine*, 41(1), i47-i51. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.037192>
- Zadpoor, A. A., y Nikooyan, A. A. (2012). The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A meta-analysis. *Journal of Engineering in Medicine*, 226(8), 579-588. <https://doi.org/10.1177/0954411912447021>
- Zago, M., David, S., Bertozzi, F., Brunetti, C., Gatti, A., Salaorni, F., Tarabini, M., Galvani, C., Sforza, C., y Galli, M. (2021). Fatigue Induced by Repeated Changes of Direction in Elite Female Football (Soccer) Players: Impact on Lower Limb Biomechanics and Implications for ACL Injury Prevention. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 666841. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.666841>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Alkjaer, T., Suetta, C., Mortensen, P., Kjaer, M., y Aagaard, P. (2011). Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(6), 833-840. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01052.x>

CAPÍTULO 4.

ANÁLISIS DE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR DURANTE EL CAMBIO DE DIRECCIÓN ABIERTO EN 45° SIN ANTICIPACIÓN, SIMULANDO UNA ACCIÓN DEFENSIVA EN FUTBOLISTAS.

4.1 INTRODUCCIÓN.

Como fue indicado antes en esta tesis, los numerosos cambios de dirección (COD) llevados a cabo por los jugadores durante un partido de fútbol (Bloomfield, et al., 2007a; Bloomfield, et al., 2007b; Li, et al., 2021; Morgan, et al., 2021) no sólo resultan relevantes para el rendimiento (Boden, et al., 2000; Forcher, et al., 2022; Martínez-Hernández, et al., 2022), sino que también están asociados con la incidencia de lesiones musculoesqueléticas, como las lesiones del LCA (Grassi, et al., 2017; Waldén, et al., 2015), como también podrían ser de otras estructuras articulares como el Ligamento Cruzado Posterior (LCI), Pata de Ganso o Ligamento Colateral Medial (PPOL) y Menisco Interno o medial. Aunque la ejecución de estas acciones depende de la coordinación de múltiples músculos, el análisis de las funciones individuales de los músculos de miembros inferiores durante los COD ha recibido poca atención (Georgoulis, et al., 2023; Maniar, et al., 2019; Marques, et al., 2020; Rand y Ohtsuki, 2000). Además, esos escasos estudios sobre la coordinación muscular en COD se han llevado adelante en situaciones controladas que no reflejan bien las condiciones reales que ocurren durante las acciones de juego.

Maniar et al. (2019), considerando los criterios seguidos en estudios con un enfoque cinético (Cortes, et al., 2014; Dos'Santos, et al., 2017, Li, et al., 2021; Rolley, et al., 2023), estimaron las contribuciones individuales de los músculos de las extremidades inferiores sobre las componentes de fuerza. En ese trabajo se indica que el soporte del peso corporal durante la fase de frenado está asociado con la actividad de los músculos Vasto, Glúteo Máximo, Sóleo y Gastrocnemio, y que éstos junto con los posteriores de muslo son los responsables de la fase estática y la fase de propulsión. Por su parte, la aceleración del centro de masa hacia el lado seleccionado para realizar el COD está determinada por la acción de

los músculos Vasto Lateral, Glúteo Máximo y Glúteo Medio. Hasta el momento el trabajo de Maniar et al. (2019) constituye el abordaje más completo que se ha realizado respecto al análisis de las acciones musculares durante un COD. No obstante, es necesario aclarar que en el análisis se utilizó una muestra de tan solo 8 sujetos y que éstos no eran deportistas profesionales. Además, y más importante, la acción estudiada por Maniar et al. (2019) dista bastante de una situación real de juego, dado que el COD se realizó luego de realizar una aproximación dando dos saltos en un mismo pie, sin calzado y en condiciones de laboratorio. Así, aunque los cambios en los valores cinéticos discutidos en el capítulo anterior de esta tesis, hacen suponer que durante el COD en 45° de salida abierta las señales obtenidas mediante EMG de superficie, muestren los cambios necesarios para la ejecución del gesto y algunos antecedentes parecen brindar datos en ese sentido. Hasta el momento la bibliografía no presenta análisis electromiográficos realizados en futbolistas profesionales durante acciones semejantes a las de competencia, es decir con validez ecológica.

Con respecto a la forma de abordar el análisis electromiográfico durante un COD, el paso previo (paso preparatorio), resulta tan relevante como el paso en el cual se produce el COD, ya que las características de dicho paso se han asociado con el rendimiento y el riesgo de lesión (Dos'Santos, et al., 2019). Además, esta división del COD en paso preparatorio y paso de apoyo, resulta en principio más abordable en una situación de campo que las divisiones en fases utilizadas en análisis cinéticos (Dempsey, et al., 2009; Dos'Santos, et al., 2017; Li, et al., 2021) y de la actividad electromiográfica (Maniar, et al., 2019). Ya que la identificación de las fases requiere necesariamente de otro sistema de registro sincronizado (plataforma de fuerza o reconstrucción de imágenes), para poder determinar con buena precisión el comienzo y final de las mismas. Varias medidas pueden extraerse de las señales de EMG de los músculos durante el paso preparatorio y el de apoyo con combinaciones de cambios de amplitud de la señal y la secuencia temporal de las señales. Un análisis temporal básico de la EMG podría incluir; tiempos de activación (absolutos o relativos), valores máximos de activación (habitualmente normalizados respecto a un valor de referencia para el músculo del sujeto) y activación durante un período de tiempo (calculado como la integral de la curva de actividad normalizada en el tiempo). Todas estas variables han sido consideradas en el análisis electromiográfico de otros gestos en futbolistas (Fábrica, et al.,

2013). En particular, el análisis de la integral de la señal (I-EMG) calculado con los valores normalizados de actividad, considerando la señal correspondiente a un paso de una carrera previa como control, ha conducido a indicar que el Glúteo medio es un músculo determinante de las características del paso previo mientras que el Vasto medial y el Gastrocnemio lo son del apoyo en CODs abiertos (Rand y Ohtsuki, 2000).

Como se indicó en los capítulos anteriores, la fatiga es un factor a tener en cuenta en aquellos análisis que busquen contribuir a entender el rendimiento o el riesgo de lesión asociados con situaciones reales de juego. La fatiga altera la función neuromuscular afectando la función muscular contráctil (contribuciones periféricas) y la activación muscular voluntaria (Brownstein, et al., 2020). Mientras que las alteraciones de la activación voluntaria parecen verse a medida que se acumula el tiempo de competencia (Brownstein, et al., 2020), comprendiendo así tanto a los períodos más demandantes como a los momentos del final de los encuentros (Mohr, et al., 2005). Durante los ejercicios intermitentes de alta intensidad, el impacto sobre los niveles periféricos se hace notorio en estadios tempranos de la competencia, y esto como vimos en el capítulo 2 puede tener un efecto significativo sobre aspectos técnicos (de Pablo, et al., 2024). El efecto de la fatiga sobre los COD se ha analizado desde el punto de vista de la performance (Jakobsson, et al., 2020), pero hasta el momento no con un enfoque electromiográfico durante un COD específico, ni en futbolistas profesionales.

Estudios electromiográficos en movimientos donde la técnica es controlada (como durante saltos verticales), sugieren que es difícil que para un COD se pueda establecer un patrón de activación y evaluar su variación por causa de la fatiga. Por ejemplo, para el salto con contramovimiento (CMJ), mientras algunos autores establecen que para intentar balancear la disminución en la capacidad de fuerza muscular en las actividades realizadas con fatiga ocurren cambios tanto en el nivel de activación (van Ingen Schenau, et al., 1995) como en los tiempos de activación muscular (Bonnard et al., 1994; Hautier, et al., 2000). Otros autores han concluido que los CMJ se realizan de acuerdo a un patrón de control neuromuscular robusto y estereotipado (Rodacki, et al., 2001; Rodacki, et al., 2002; Van Zandwijk, et al., 2000). En relación con esto, una primera idea a resaltar es que la etiología

de la fatiga es dependiente del tipo de tarea (Enoka, 1995), por lo que la validez ecológica de los procedimientos para llevar a cabo la experimentación constituye un tema relevante en este tipo de estudios (Georgoulis, et al., 2023).

En concreto, aunque la mayoría de los antecedentes parecen indicar que el análisis temporal de las señales EMG durante un COD en 45° abierto simulando acciones de juego reales realizadas en diferentes condiciones de fatiga resulta prometedor. Es necesario explorar primero algunos factores relacionados al diseño de la metodología de investigación (Clarys, et al., 2010; Enoka y Duchateau, 2015; Vigotsky, et al., 2018). Es factible que la participación muscular durante la ejecución del COD presente variabilidad en una misma condición, influyendo en la repetitibilidad intra-sesión, definida como la variación en las medidas tomadas en el mismo sujeto y bajo las mismas condiciones, lo que depende principalmente de procesos relacionados con la coordinación muscular (Hug, 2011). Los patrones de EMG analizados durante movimientos como la caminata, el pedaleo y la carrera presentan buena repetibilidad (Hug, 2011). Pero, la propia naturaleza del COD, hace necesario abordar el análisis de la confiabilidad del enfoque metodológico a utilizar (Hunter, et al., 2021; Saracutu, et al., 2023). Es decir, la evaluación de la consistencia y estabilidad de los resultados obtenidos para asegurar que los procedimientos, herramientas y condiciones bajo las cuales se realiza el experimento sean capaces de producir resultados similares en repetidas ocasiones y en diferentes contextos.

Con base en lo expresado en este último capítulo de la tesis se presenta un estudio de la confiabilidad del análisis de la actividad muscular durante el cambio de dirección abierto a 45° simulando una acción defensiva en futbolistas. En el análisis se consideran por separado los dos pasos que incluyen el ciclo de carrera durante el cual se da el COD, evaluándose el COD desde el punto de vista temporal y nivel de activación antes y después de un protocolo de fatiga aguda para los músculos que la bibliografía ha marcado como relevantes durante las acciones de COD.

4.2. OBJETIVOS.

Objetivo general.

Evaluar la variabilidad interna (o consistencia) de los COD y las variables de activación muscular obtenidas mediante electromiografía de superficie para diez músculos durante el paso preparatorio y el de apoyo en cambios de dirección a 45° que emulan una típica acción defensiva durante el “pressing” en fútbol, considerando las condiciones de fatiga y no fatiga.

Objetivos específicos.

Evaluar la consistencia intra-sujeto de las medidas de duración del ciclo y el porcentaje correspondiente al paso de apoyo durante los COD para cada sujeto por separado en condición de fatiga y no fatiga.

Evaluar la consistencia intra-sujeto de la activación muscular en cada paso del COD para cada sujeto por separado en condición de fatiga y no fatiga.

Identificar posibles tendencias de activación muscular al comparar el trazado de las respuestas musculares entre las condiciones de fatiga y no fatiga, considerando los dos pasos del ciclo del cambio de dirección.

4.3. HIPÓTESIS.

Basándonos en investigaciones previas que analizaron algunas de estas variables electromiográficas en diferentes poblaciones, se plantean las siguientes hipótesis:

Las duraciones de ciclo, paso preparatorio y paso de apoyo, así como las medidas de actividad muscular son consistentes para cada sujeto, indicando que los registros de electromiografía de superficie pueden utilizarse para el análisis de este tipo de gestos en campo.

Es posible identificar tendencias de activación muscular en el tiempo que permiten discutir la participación de músculos asociados con diferentes tareas durante este tipo de cambio de dirección y evaluar cambios por causa de la fatiga aguda.

4.4 METODOLOGÍA.

4.4.1 Características de los participantes.

Cuatro futbolistas profesionales jóvenes (22.5 ± 1.73 años de edad, 72.5 ± 3.7 Kg de masa corporal, 169.5 ± 2.9 cm de altura) participaron en el estudio. Se consideraron los siguientes criterios de inclusión: que su pierna hábil fuera la derecha, que no hubieran sufrido lesiones en los últimos seis meses, haber participado regularmente en entrenamientos y partidos con la primera categoría de un equipo uruguayo profesional durante al menos los doce meses previos al inicio del estudio y estar familiarizados con el uso de la escala de Índice de Esfuerzo Percibido (RPE). Se pidió a los participantes que se abstuvieran de actividad física extenuante, consumo de cafeína y alcohol durante las 48 horas previas a la prueba. Todos los jugadores fueron informados de los procedimientos experimentales y las posibles molestias asociadas con el estudio antes de dar su consentimiento por escrito para participar. El estudio se ajusta a la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité Institucional de Ética en Investigación del CENUR LN – Universidad de la República (Exp. 311170-000099-21, ver en anexo 1.1).

4.4.2 Procedimientos y obtención de datos.

Se recolectaron datos del sujeto como: nombre, edad, altura, masa, posición de juego y antecedentes de lesiones en los últimos seis meses, horas de sueño, tiempo desde la última comida, consumo de alcohol u otras drogas y actividad física en las últimas 24 horas (ver cuestionario en anexo 4.1). Se realizó la entrada en calor estandarizada, que incluyó una movilidad articular dentro de un tramo de 15 metros marcado por conos, que incluyó circunducciones de hombro, rotaciones e inclinaciones laterales de tronco, circunducciones y flexo-extensiones de cadera, flexo-extensiones de rodilla, skipings, talones a la cola y, galopas laterales, frontales y hacia atrás. También se agregaron ejercicios de activación de

musculatura de cadera, CORE, marchas frontales y laterales con carreras hacia atrás y “pedaleos” en tramos de 10 metros y, activación nerviosa y muscular con saltos “pogo” y carreras de “dos pulgadas” sumadas a rotaciones de cadera, además de saltos continuos con contramovimiento. El cierre de la entrada en calor incluyó pasadas de prueba de las acciones a realizar dentro del espacio demarcado para llevar a cabo el test de agilidad reactiva (RAT), modificado de Trecroci et al. (2018). Se trata de un procedimiento de evaluación válido y fiable en forma de Y que involucra una reacción del participante, cambiando de dirección en respuesta a un estímulo, luego de un sprint previo de 5 pasos (Figura 4.1). Dicho estímulo consiste en el señalamiento de un balón por parte de una persona ubicada de frente a 5 m de la zona donde se lleva a cabo el cambio de dirección, que determina la dirección de salida del ejecutante. En base a esa señal el participante debió realizar el cambio de dirección de salida abierta en 45° hacia la derecha o la izquierda, desplazándose 4 m hasta detenerse frente al balón indicado. La prueba fue realizada en una cancha de césped sintético techada, durante la misma los participantes utilizaron su calzado habitual de competencia para ese tipo de superficie.

Los participantes fueron instrumentados con electrodos de registro a los efectos de obtener señales de EMG, estos fueron colocados en su lado inhábil (izquierdo dado que los sujetos eran derechos). Los músculos a analizar fueron determinados con base en dos criterios, el primero establecido por Maniar et al. (2019), respecto a la contribución de los músculos sobre la fuerza durante un cambio de dirección. En base a dicho criterio los músculos seleccionados fueron: Soleo (Sol), Gastrocnemio Medial (MG), Tibial Anterior (TA), Bíceps Femoral porción larga (BF), Vasto Lateral (VL), Recto Femoral (RF), Aductor Largo (AL) y Glúteo Medio (Gmed). El segundo criterio fue la importancia de los rotadores del tronco durante la acción analizada (Gonzalo-Skok, et al., 2016; Szymanski, et al., 2007). En base a dicho criterio los músculos seleccionados fueron: Oblicuo Interno (OI) y Oblicuo Externo (OE).

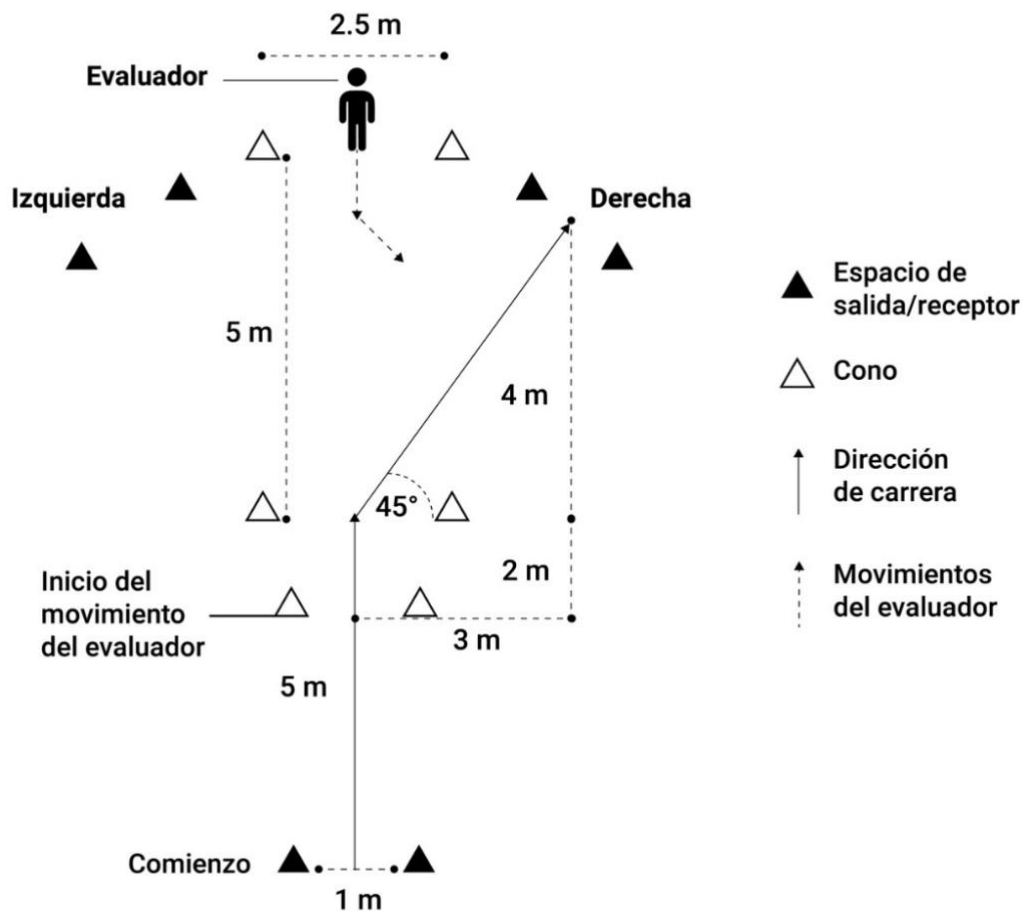


Figura 4.1. Circuito de agilidad reactiva en forma de Y, modificado de Trecroci et al. (2018).

La posición de los electrodos fue establecida según el proyecto Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) y respetando los procedimientos recomendados (Hermens, et al., 2000). Se utilizó un electromiógrafo Delsys Trigno Wireless de 16 canales para amplificar ($\times 10000$), filtrado (20-450 Hz) y registro a 2000 Hz. La figura 4.2 muestra la imagen del sistema de registro y el momento de colocación de uno de los electrodos sobre la superficie corporal y el sistema utilizado.



Figura 4.2. A) sistema de registro utilizado. B) Imagen tomada durante la colocación de los electrodos.

Aunque en este trabajo solo se analizan las acciones musculares del lado inhábil, cuando el participante realiza salidas apoyándose en su miembro inferior izquierdo durante el cambio para dirigirse a su lado hábil (derecho). Se llevaron a cabo un total de 6 salidas (tres a cada lado hábil o inhábil) de forma aleatoria y con 1 minuto de pausa (Cortes, et al., 2014). Se siguió este protocolo a los efectos de que el COD se realizara sin que el deportista conociera previamente la dirección de salida, emulando así una situación de juego. Cada participante comenzó la prueba de pie con la pierna hábil adelante y realizando el primer apoyo con pierna inhábil, para que en las acciones de interés para el estudio el apoyo correspondiente al cambio de dirección (inicio del paso de apoyo) correspondiera al inicio del quinto paso. Esto permitió identificar el ciclo que incluye la acción (cuarto a sexto apoyo). Cada una de las repeticiones fue filmada para objetivar los criterios que determinan los apoyos de interés a partir de la interacción entre la imagen y los datos de acelerometría en función del número de pasos previos. Para la identificación de los apoyos se utilizaron los datos de los acelerómetros asociados a los electrodos colocados en el músculo Tibial anterior de la pierna de referencia y un electrodo ubicado a la misma altura en la pierna derecha (solo utilizado para la identificación de los pasos).

Luego de completar el numero de pasadas establecidos, se procedió a realizar un protocolo de fatiga consistente en un minuto de sats continuos (Bosco, 1983) y se repitió el procedimiento en condición de fatiga aguda. Los detalles del protocolo, los cálculos realizados (Bosco, 1983; Fisher, 2010; Iguchi, et al., 2014; Rodacki, et al., 2001) y las pausas (Cortes, et al., 2014), corresponden a los descriptos previamente en esta tesis en los métodos del capítulo 3.

4.4.3 Procesamiento de datos y determinación de variables.

Los registros obtenidos fueron exportados como archivos .CSV y procesados con un script desarrollado en MATLAB R2018a (MathWorks, Inc.) (ver script en anexo 4.2).

El procedimiento para determinar los contactos que definen el inicio y final de cada paso se ajustó de los abordajes descriptos en Arpinar-Avsar y Celik (2019) y en Lucas et al. (2018). La identificación del ciclo que incluye al paso donde se lleva adelante el cambio de dirección y el paso previo se ilustra con la figura 4.3. Los gráficos de dicha figura corresponden a los datos de las componentes verticales de la aceleración luego de pasar un filtro Butterworth de cuarto orden y frecuencia de corte 5 Hz (Arpinar-Avsar y Celik, 2019).

La figura 4.4 muestra los períodos de tiempo correspondientes a cada paso sobre uno de los registros electromiográficos brutos (en este caso el correspondiente al músculo Sóleo). Los rectángulos en color de esa figura indican los tramos de señal que posteriormente serían considerados para el cálculo de las variables de cada músculo en esa pasada, luego de que las señales fueran procesadas.

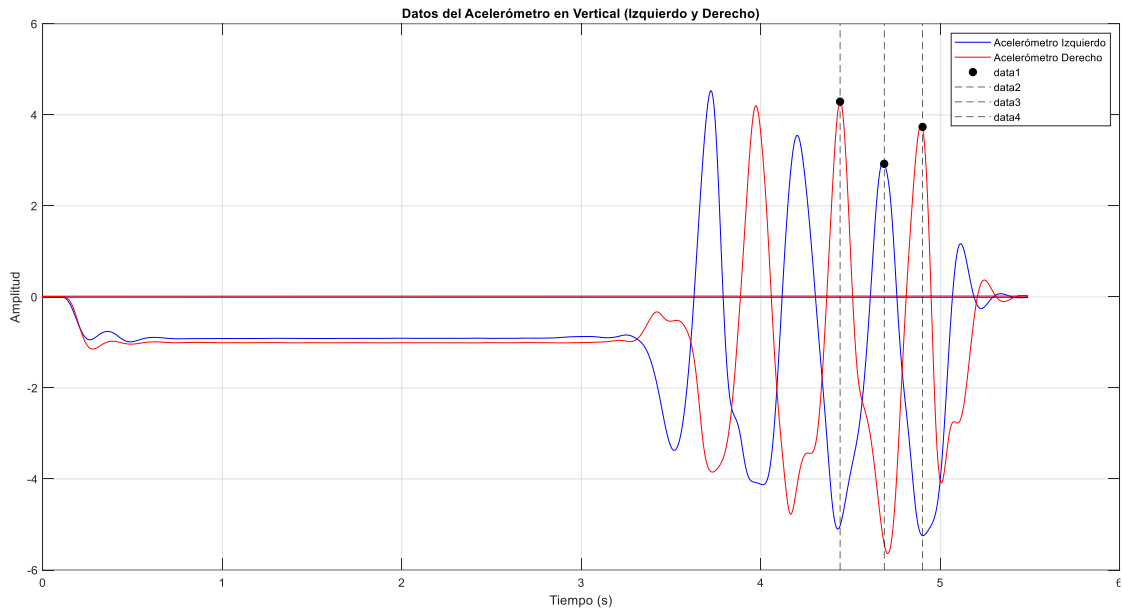


Figura 4.3. Valores de aceleración vertical para los acelerómetros asociados a los registros del Tibial Anterior derecho (rojo) e izquierdo (azul). Las líneas verticales indican los segmentos correspondientes a cada paso obtenidos de la identificación de los valores máximos del cuarto, quinto y sexto apoyo.

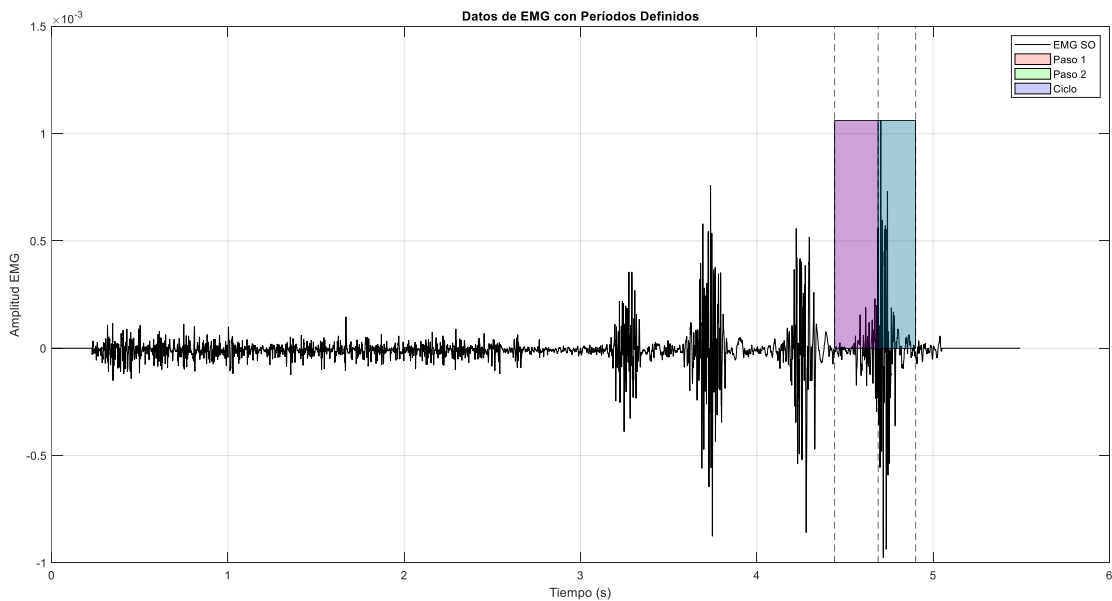


Figura 4.4. Ejemplo de uno de los registros electromiográficos obtenidos indicando los tramos identificados en la figura 4.3. Esos datos temporales fueron utilizados para identificar los periodos en los que se determinaron las variables posteriormente.

La figura 4.5 resume los resultados obtenidos luego de cada proceso realizados con cada una de las señales electromiográficas, que incluyeron remover el offset, rectificar la señal, filtrar la señal y suavizarla (Konrad, 2005), el proceso de filtrado y suavizado fue definido luego de revisar trabajos previos (Cifrek, et al., 2009; Hansen, et al., 2017; Hug, 2011; Jasiewicz, et al., 2006; Maniar, et al., 2019) y visualizar los resultados obtenidos. En base a ello se definió utilizar un filtro Butterworth pasa banda de cuarto orden con frecuencias de 20 y 500 hz y los datos se suavizaron utilizando el análisis cuadrático medio (RMS), que se calculó considerando una ventana de 50 ms.

Estos procesos se realizaron sobre la señal completa, antes de realizar los recortes con los tiempos de contacto indicados previamente.

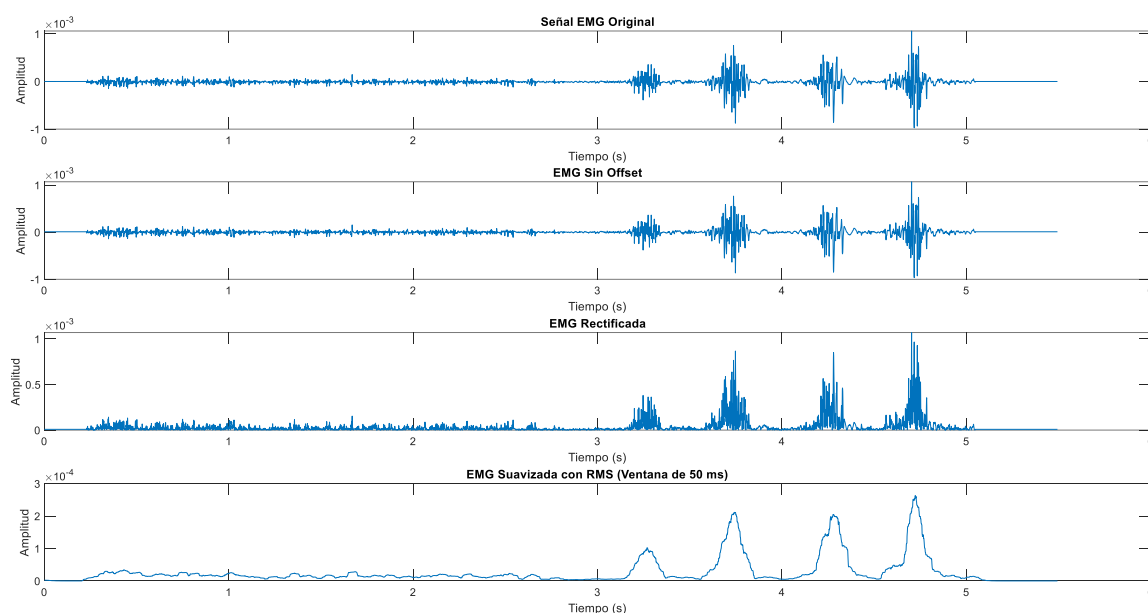


Figura 4.5. Procesamiento de la señal EMG. De arriba hacia abajo se muestra la señal bruta para un músculo durante uno de los intentos, la señal sin offset, rectificada y finalmente suavizada con RMS.

Luego de estos procesos las señales de cada músculo fueron recortadas en los periodos correspondientes al paso previo y paso de apoyo. A los efectos de normalizar las señales en amplitud se identificó el máximo valor en el paso previo y en base a dicho valor los tramos recortados fueron normalizados. Este enfoque se ha utilizado en varios estudios para normalizar las señales EMG durante tareas dinámicas incluidas carreras y COD (Albertus-Kajee, et al., 2011; Besier, et al., 2003; Neptune, et al., 1999; Rand y Ohtsuki, 2000).

Además, se ha demostrado que la normalización de la EMG con una tarea funcional reduce la variabilidad interindividual en comparación con la normalización a una contracción voluntaria máxima (Hader, et al., 2016). Posteriormente se realizó una normalización temporal del ciclo donde el 0% correspondió al primer contacto y el 100% al último contacto, de esta manera el contacto correspondiente al inicio del paso donde ocurrió el cambio de dirección (paso de apoyo) quedó entre el 0 y 100%.

Las variables determinadas fueron: la duración absoluta y porcentual del ciclo asociado al COD, y las integrales de las señales normalizadas en cada paso para cada músculo estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga. Adicionalmente, los datos gráficos de los músculos durante el ciclo de interés fueron presentados en forma agrupada según las acciones en que participan a los efectos de realizar un primer análisis visual. Músculos implicados en apoyo y propulsión (Soleo, Gastrocnemio y Biceps Femoral). Músculos asociados al soporte y estabilización (Tibial Anterior, Glúteo Medio y Aductor Largo). Músculos implicados en el impulso y flexión (Recto femoral, Vasto Lateral). Músculos que participan en el control y estabilización de tronco (Oblicuo Interno y Oblicuo Externo).

4.4.4. Análisis estadísticos.

Se determinaron los valores medios y desvíos de cada variable temporal y nivel de activación considerados en este estudio. Para evaluar la fiabilidad de las medidas obtenidas se realizó el cálculo de coeficiente de variación (CV) a los efectos de cuantificar la dispersión relativa de los datos y evaluar la consistencia de las mediciones de los parámetros dentro de cada sujeto y músculo. El criterio fue; $CV(< 10\%)$: Alta fiabilidad, baja variabilidad. $CV(10-20\%)$: Aceptable. $CV(20-30\%)$: fiabilidad baja, $CV(> 30\%)$: fiabilidad nula. Para evaluar la confiabilidad de las mediciones repetidas de los parámetros temporales y de activación muscular, se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (ICC(3.1)), ya que se quiere evaluar la consistencia de las mediciones dentro de cada sujeto y que el mismo asume que las mediciones repetidas son realizadas por el mismo evaluador o instrumento. Este modelo es apropiado cuando se realizan mediciones repetidas en condiciones controladas (Koo y Li, 2016; Shrout y Fleiss, 1979). El ICC(3.1) se determinó por separado para cada sujeto en cada condición (fatiga y no fatiga) para evaluar la consistencia de las mediciones dentro de cada

condición específica. El criterio para considerar el enfoque confiable fue que el ICC presente valores superiores a 0.6, debido a que se tienen solo tres observaciones (Bruton, et al., 2000), y el CV por debajo del 10% (Brewin, et al., 1999). Se utilizó el paquete estadístico libre JASP (versión 0.16.4) para realizar los análisis.

4.5 RESULTADOS.

La tabla 4.1 muestra los resultados de la evaluación de la consistencia intra-sujeto de las medidas de duración del ciclo y el porcentaje correspondiente al paso de apoyo durante los COD para cada sujeto por separado en condición de fatiga y no fatiga. Las tablas 4.2 a 4.5 presentan los resultados de la evaluación de la consistencia intra-sujeto de las medidas de activación muscular durante el paso preparatorio de los COD para cada sujeto por separado en condición de fatiga y no fatiga. Mientras que las tablas 4.6 a 4.9 presentan los resultados de la evaluación de la consistencia intra-sujeto de las medidas de activación muscular durante el paso de apoyo de los COD para cada sujeto por separado en condición de fatiga y no fatiga. Cada valor fue calculado en base a tres registros para cada sujeto.

Tabla 4.1.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores temporales obtenidos para ciclos de COD con y sin fatiga de cada sujeto.

Variable	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
DC (s)	S1	0.067	2.432×10^{-4}	0.009	2.633×10^{-4}
	S2	0.075	1.648×10^{-4}	0.032	1.090×10^{-4}
	S3	0.224	2.634×10^{-4}	0.004	2.633×10^{-4}
	S4	0.158	1.036×10^{-4}	0.030	1.088×10^{-4}
%Pa	S1	0.059	1.404×10^{-4}	0.041	8.445×10^{-4}
	S2	0.121	6.979×10^{-4}	0.071	2.734×10^{-4}
	S3	0.004	2.633×10^{-4}	0.125	8.641×10^{-4}
	S4	0.233	1.509×10^{-4}	0.126	1.475×10^{-4}

Nota. DC= duración del ciclo en segundos. %Pa= porcentaje del paso de apoyo durante el COD.

Tabla 4.2.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en el apoyo y la propulsión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Sóleo	S1	0.317	1.047×10^{-4}	0.282	2.902×10^{-4}
	S2	0.162	0.001	0.159	7×10^{-5}
	S3	0.557	1.351×10^{-4}	0.149	3.915×10^{-4}
	S4	0.157	6.803×10^{-5}	0.156	2.188×10^{-4}
Gastrocnemio	S1	0.159	9.082×10^{-5}	0.006	2.633×10^{-4}
	S2	0.121	1.536×10^{-4}	0.209	1.554×10^{-4}
	S3	0.652	2.481×10^{-4}	0.064	8.77×10^{-4}
	S4	0.224	1.348×10^{-4}	0.175	1.350×10^{-4}
Bíceps Femoral	S1	0.038	9.991×10^{-5}	0.057	8.410×10^{-4}
	S2	0.156	0.001	0.403	1.358×10^{-4}
	S3	0.445	1.742×10^{-4}	0.134	8.243×10^{-4}
	S4	0.350	1.234×10^{-4}	0.061	1.047×10^{-4}

Tabla 4.3.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en el soporte y la estabilización estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Tibial Anterior	S1	0.201	8.415×10^{-5}	0.037	8.442×10^{-4}
	S2	0.262	5.375×10^{-5}	0.042	8.587×10^{-5}
	S3	0.215	7.532×10^{-4}	0.100	8.787×10^{-4}
	S4	0.116	1.460×10^{-4}	0.228	1.797×10^{-4}
Glúteo Medio	S1	0.148	1.630×10^{-4}	0.022	2.634×10^{-4}
	S2	0.115	6.952×10^{-4}	0.147	1.141×10^{-4}
	S3	0.197	9.709×10^{-5}	0.288	2.402×10^{-4}
	S4	0.267	2.145×10^{-5}	0.170	5.831×10^{-5}
Aductor Largo	S1	0.193	1.461×10^{-4}	0.001	2.633×10^{-4}
	S2	0.195	2.539×10^{-4}	0.341	1.223×10^{-4}
	S3	0.246	2.761×10^{-4}	0.089	9.009×10^{-4}
	S4	0.574	2.129×10^{-4}	0.263	8.788×10^{-5}

Tabla 4.4.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en el impulso y la flexión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Recto Femoral	S1	0.207	1.353×10^{-4}	0.433	9.718×10^{-5}
	S2	0.179	8.236×10^{-5}	0.081	2.556×10^{-4}
	S3	0.497	1.518×10^{-4}	0.406	9.569×10^{-5}
	S4	0.592	2.040×10^{-4}	0.236	1.150×10^{-4}
Vasto Lateral	S1	0.306	1.150×10^{-4}	0.208	9.308×10^{-4}
	S2	0.230	1.858×10^{-4}	0.441	0.003
	S3	0.039	8.445×10^{-4}	0.048	8.443×10^{-4}
	S4	0.471	1.294×10^{-4}	0.127	7.730×10^{-5}

Tabla 4.5.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso preparatorio para los músculos implicados en la estabilización del Tronco estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Oblicuo Ext	S1	0.198	1.080×10^{-4}	0.132	8.320×10^{-4}
	S2	0.108	6.207×10^{-5}	0.217	1.626×10^{-4}
	S3	0.309	5.969×10^{-10}	0.102	8.993×10^{-4}
	S4	0.225	1.719×10^{-4}	0.304	9.601×10^{-5}
Oblicuo Int	S1	0.230	1.449×10^{-4}	0.042	8.450×10^{-4}
	S2	0.113	6.949×10^{-4}	0.165	2.748×10^{-4}
	S3	0.238	0.001	0.488	1.012×10^{-4}
	S4	0.201	1.373×10^{-4}	0.175	1.575×10^{-4}

Tabla 4.6.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en el apoyo y la propulsión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Sóleo	S1	0.276	8.401×10^{-5}	0.186	8.776×10^{-4}
	S2	0.253	7.336×10^{-5}	0.360	9.086×10^{-5}
	S3	0.247	0.001	0.226	9.345×10^{-4}
	S4	0.742	2.154×10^{-4}	0.317	1.579×10^{-4}
Gastrocnemio	S1	0.352	1.217×10^{-4}	0.240	9.069×10^{-4}
	S2	0.185	1.270×10^{-4}	0.169	1.124×10^{-4}
	S3	0.584	2.415×10^{-4}	0.226	8.842×10^{-4}
	S4	0.672	6.380×10^{-4}	0.193	5.222×10^{-5}
Bíceps Femoral	S1	0.080	1.245×10^{-4}	0.220	9.096×10^{-4}
	S2	0.443	8.326×10^{-5}	0.422	1.305×10^{-4}
	S3	0.397	0	0.294	8.574×10^{-4}
	S4	0.768	2.240×10^{-4}	0.493	7.475×10^{-5}

Tabla 4.7.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en el soporte y la estabilización estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Tibial Anterior	S1	0.386	1.087×10^{-4}	0.149	8.040×10^{-4}
	S2	0.244	1.934×10^{-4}	0.516	6.231×10^{-5}
	S3	0.054	8.411×10^{-4}	0.198	9.17×10^{-4}
	S4	0.390	6.587×10^{-5}	0.345	8.307×10^{-5}
Glúteo Medio	S1	0.309	1.416×10^{-4}	0.665	1.432×10^{-4}
	S2	0.243	1.074×10^{-4}	0.376	7.888×10^{-5}
	S3	0.340	1.002×10^{-4}	0.433	5.625×10^{-7}
	S4	0.500	0.003	0.546	1.122×10^{-4}
Aductor Largo	S1	0.217	1.242×10^{-4}	0.337	1.669×10^{-8}
	S2	0.429	6.649×10^{-5}	0.581	6.658×10^{-5}
	S3	0.326	2.464×10^{-5}	0.221	9.301×10^{-4}
	S4	0.568	1.717×10^{-4}	0.394	1.223×10^{-4}

Tabla 4.8.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en el impulso y la flexión estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Recto Femoral	S1	0.316	2.209×10^{-4}	0.150	8.630×10^{-4}
	S2	0.644	1.197×10^{-4}	0.727	1.574×10^{-4}
	S3	0.645	2.312×10^{-4}	0.087	8.787×10^{-4}
	S4	0.660	2.601×10^{-4}	0.474	1.986×10^{-4}
Vasto Lateral	S1	0.710	2.128×10^{-4}	0.003	2.633×10^{-4}
	S2	0.681	1.443×10^{-4}	0.828	2.255×10^{-4}
	S3	0.069	8.742×10^{-4}	0.254	0.001
	S4	0.615	2.843×10^{-4}	0.448	2.131×10^{-4}

Tabla 4.9.

Fiabilidad y confiabilidad de los valores de integrales de las señales normalizadas (activación) durante el paso de apoyo para los músculos implicados en la estabilización del Tronco estudiado en condiciones de fatiga y no fatiga.

Músculo	Sujeto	CV no fatiga	ICC no fatiga	CV fatiga	ICC fatiga
Oblicuo Ext	S1	0.713	1.729×10^{-4}	0.699	2.771×10^{-4}
	S2	0.058	1.141×10^{-4}	0.073	1.288×10^{-4}
	S3	0.439	0	0.432	0
	S4	0.823	1.963×10^{-4}	0.587	6.663×10^{-5}
Oblicuo Int	S1	0.487	1.794×10^{-4}	0.050	8.548×10^{-4}
	S2	0.170	0.001	0.173	6.832×10^{-5}
	S3	0.899	0.002	0.025	2.634×10^{-4}
	S4	0.577	5.512×10^{-4}	0.287	1.085×10^{-4}

Las figuras 4.6 a 4.9 presentan ejemplos de transcurso temporales de activación normalizados para las agrupaciones de músculos obtenidos para un sujeto durante un COD en ambas condiciones.

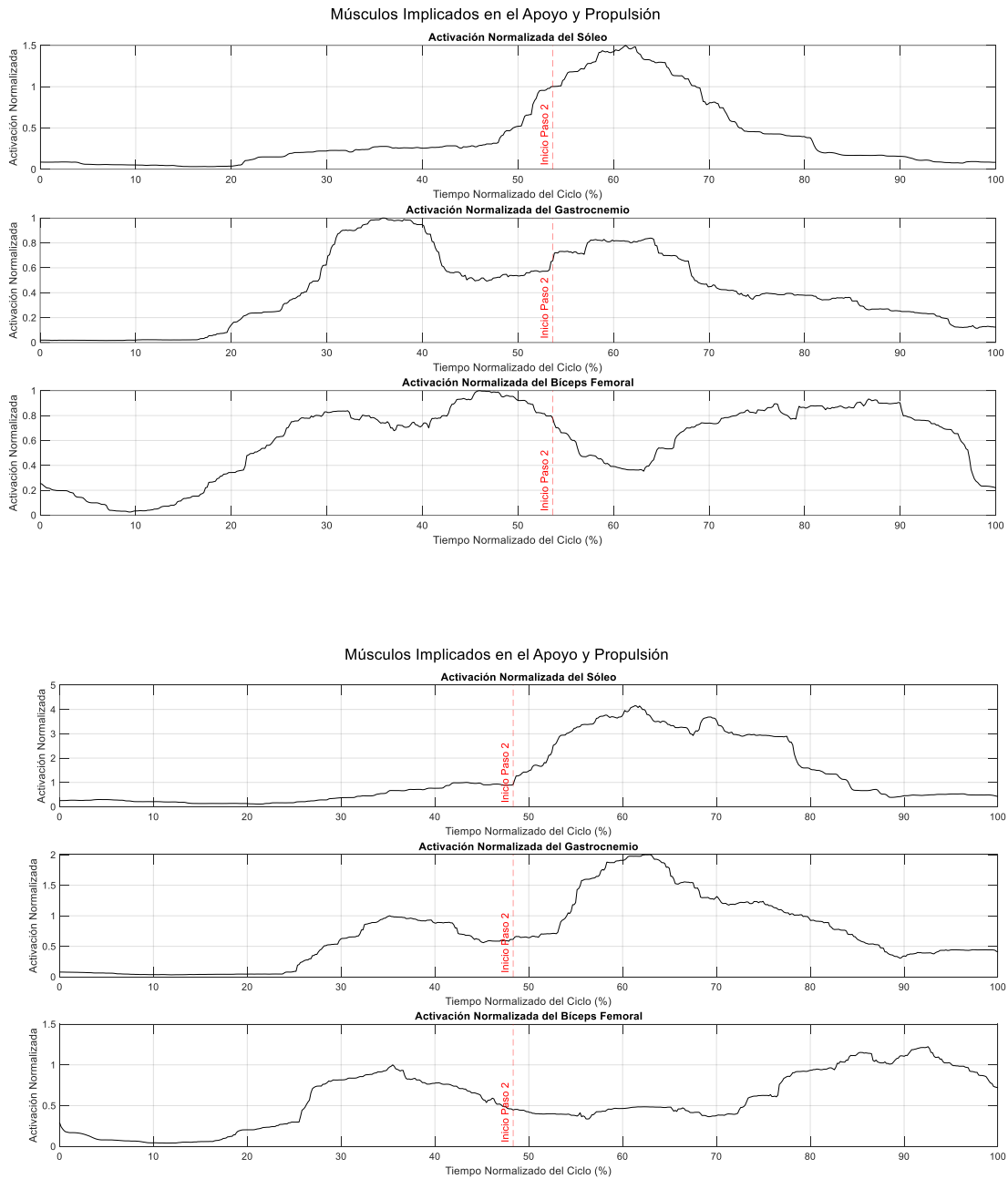


Figura 4.6. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Sóleo, Gastrocnemio y Bíceps Femoral durante una pasada sin fatiga (tres registros superiores) y con fatiga (tres registros inferiores).

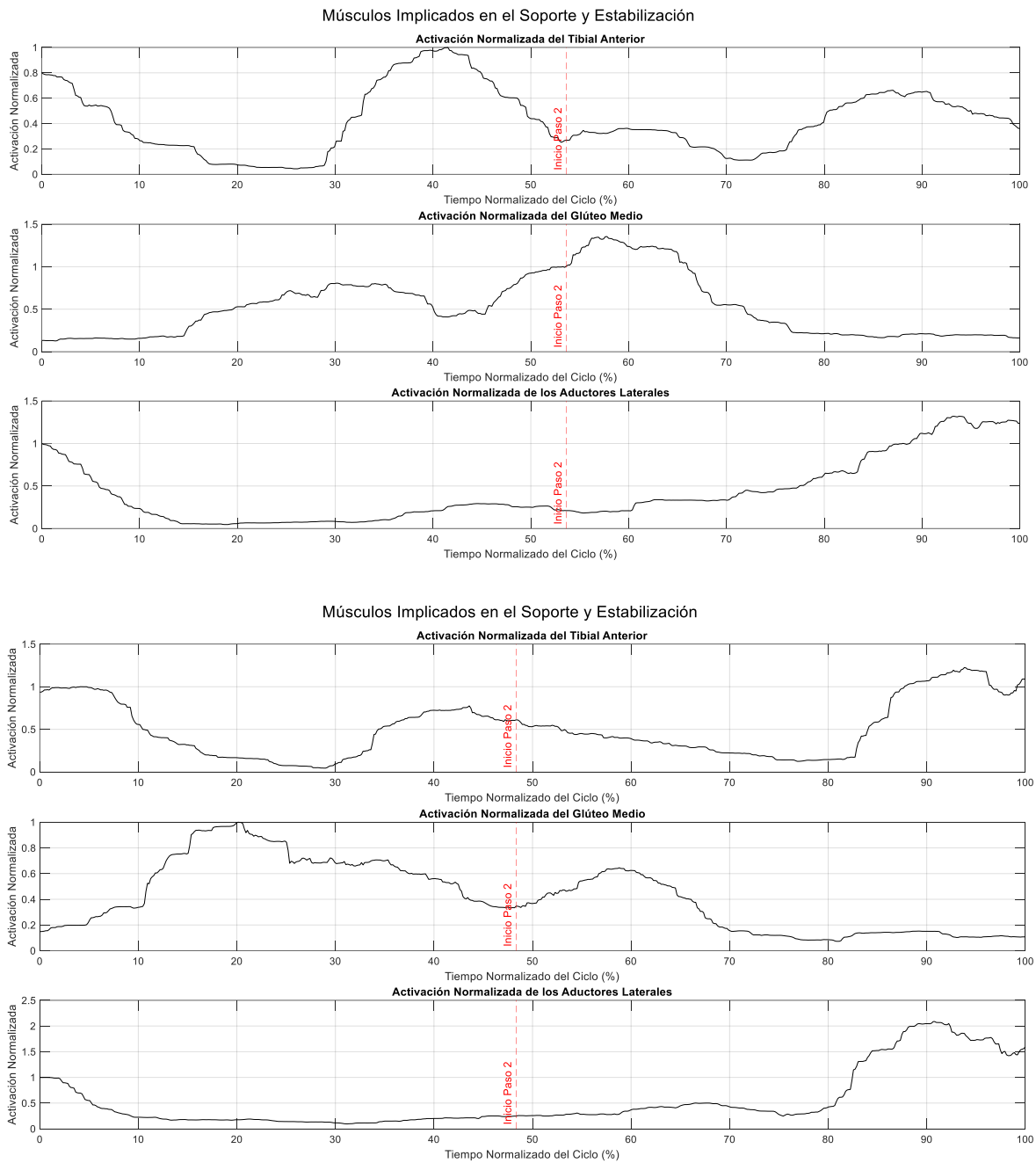


Figura 4.7. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Tibial Anterior, Glúteo Medio y Aductor Largo durante una pasada sin fatiga (tres registros superiores) y en condición de fatiga (tres registros inferiores).

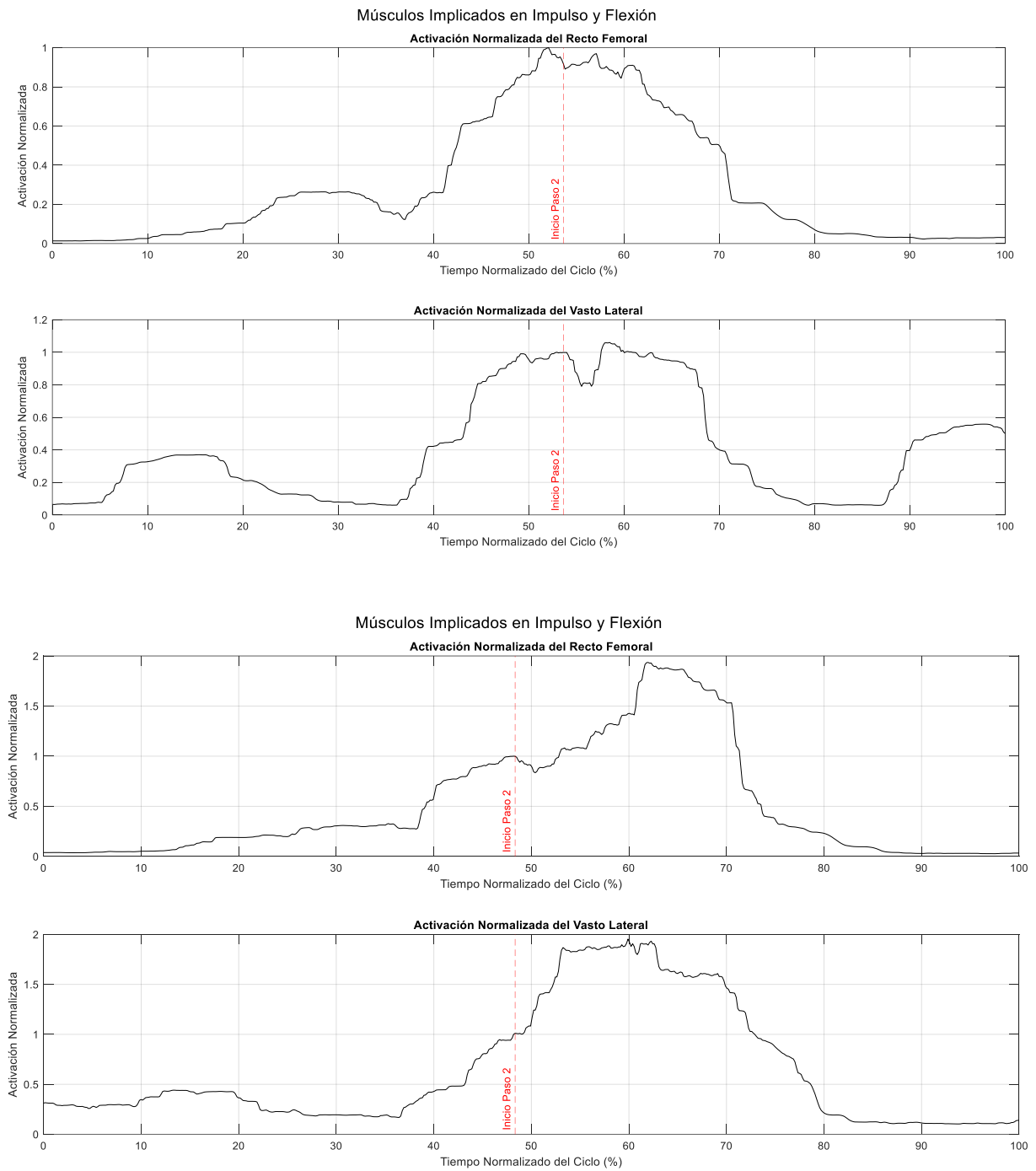


Figura 4.8. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Recto Femoral y Vasto Lateral durante una pasada sin fatiga (dos registros superiores) y en condición de fatiga (dos registros inferiores).

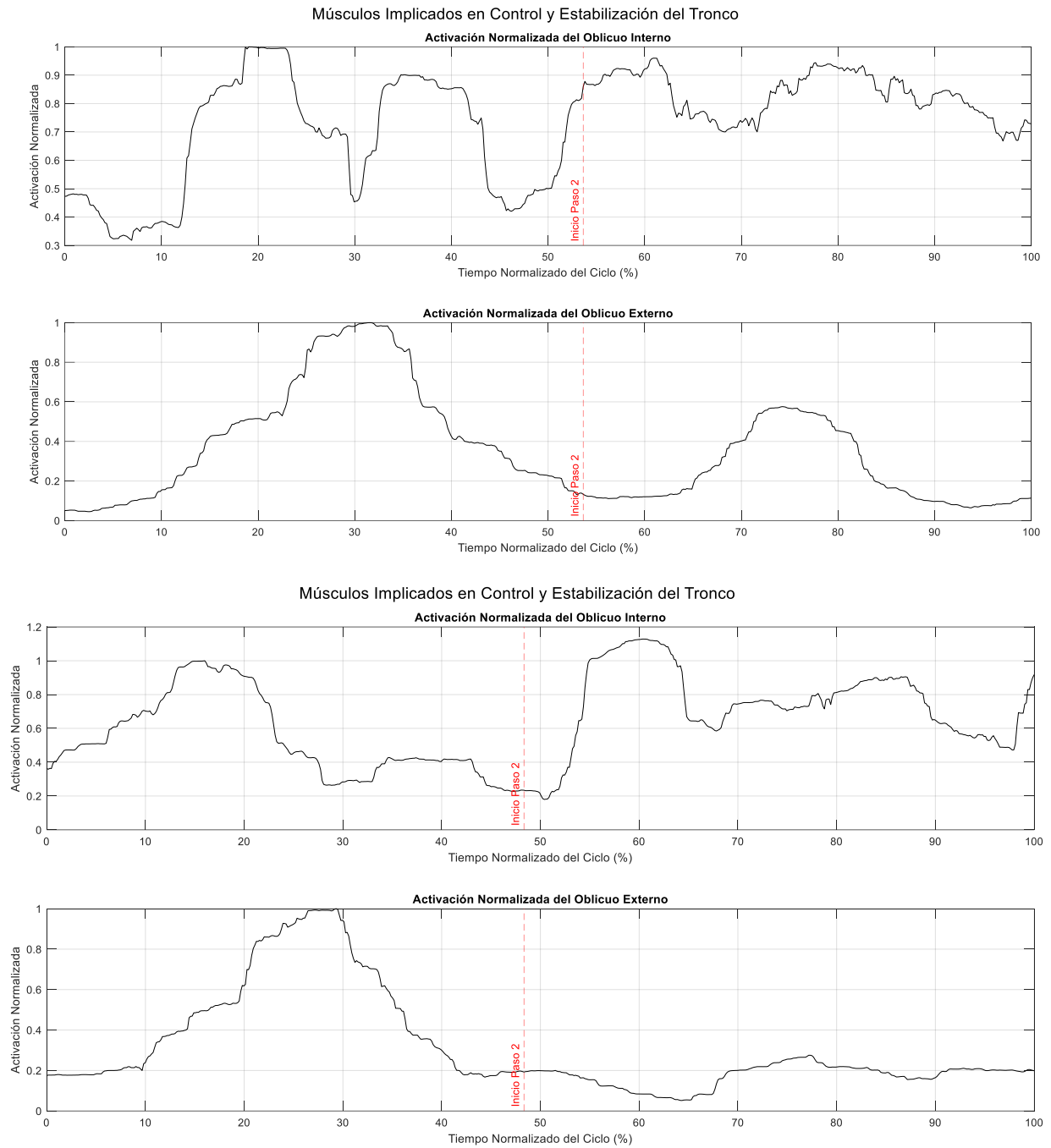


Figura 4.9. Ejemplo de la variación de activación para los músculos Oblicuo Interno y Oblicuo Externo durante una pasada sin fatiga (dos registros superiores) y en condición de fatiga (dos registros inferiores).

4.6. DISCUSIÓN.

Desde el punto de vista temporal este primer análisis sugiere que los sujetos tienden a realizar una acción semejante tanto en fatiga como no fatiga dado que los valores de CV no superaron el 20% y estuvieron en general por debajo del 10 %. Estos valores de CV bajos indican que las mediciones son consistentes en relación con su media, que hay poca variabilidad en cada medición individual. Es decir, las mediciones de cada sujeto no varían mucho entre sí (baja dispersión relativa), lo que normalmente se interpreta como precisión. Es interesante que, los valores de CV para la duración del ciclo y duración porcentual del apoyo resultaron más bajos en condición de fatiga. Esto tiene lógica ya que una mayor variabilidad se puede asociar con una mejor condición muscular mientras que la variabilidad disminuye cuando se presentan alteraciones, como ocurre en fatiga aguda (Gómez-Campos, et al., 2010). No obstante, los valores de ICC estuvieron cercanos a 0, lo que indica que, a pesar de los bajos valores del CV, no hay una alta correlación entre las mediciones repetidas. Dado que solo se cuenta con tres medidas para cada sujeto la interpretación de los valores del ICC deben realizarse con cautela. No obstante, una posible explicación para esto puede ser un sesgo sistemático en las medidas. Esto podría generar variabilidad baja dentro de cada sujeto (lo que da como resultado un CV bajo), pero al mismo tiempo, las diferencias entre repeticiones no se están captando adecuadamente (lo que da como resultado un ICC bajo). En concreto, en cuanto a la duración de las acciones los datos sugieren que hay medidas precisas pero no consistentes.

La situación es claramente más compleja para los valores de actividad muscular estimados mediante la integral de la actividad normalizada. De los valores presentes en las diferentes tablas no surge información clara. Mientras que los valores de ICC son en todos los casos muy cercanos a cero, los valores de CV cambian entre sujetos y músculos, presentando valores que indican en promedio moderada o poca fiabilidad para todos los músculos en ambos pasos y condiciones. A pesar de esto, los cambios que parecen ocurrir de un sujeto a otro podrían ser útiles para evaluar si algunos sujetos tienen mediciones más consistentes que otros. Por ejemplo, la observación de que ciertos sujetos tienen valores de CV más altos que otros, puede permitir discutir qué factores podrían estar contribuyendo a esto, como diferencias en la ejecución del movimiento.

Desde un punto de vista descriptivo visual el transcurso temporal de la activación en condición de no fatiga, no sugiere un perfil único claro, sin embargo, algunas tendencias de variación temporal de activación se dieron con mayor frecuencia (ejemplos de estas variaciones fueron presentados en las figuras 4.6 a 4.9). Antes de realizar un análisis descriptivo de los cambios de activación en el tiempo para los diferentes grupos musculares, es importante aclarar que el paso preparatorio abarca una parte importante de la fase de balanceo del miembro en que se realizaron los registros, mientras que el paso de apoyo se corresponde plenamente con la fase de apoyo de dicho miembro.

Al observar esas tendencias para los músculos implicados en el apoyo y propulsión del cuerpo, el Sóleo tiende a tener una baja actividad en el paso preparatorio que va aumentando hasta prácticamente una vez y media de su valor máximo al inicio del paso de apoyo para luego descender. El Gastrocnemio presenta su máxima activación un poco más allá de la mitad del paso preparatorio, disminuyendo su función al final del mismo para luego aumentar al comienzo del paso de apoyo pero sin llegar a los niveles registrados en el primero, sugiriendo una coordinación con la actividad del Sóleo, más que nada a la hora del apoyo y la propulsión en el momento de apoyo del COD con rodillas flexionadas y tobillo en flexión dorsal, a la vez que colabora en el balanceo junto al Bíceps Femoral en el paso preparatorio. Por último, el Bíceps Femoral tiene grandes niveles de activación desde la mitad del periodo del paso preparatorio, quizás en primera instancia para el balanceo y luego para la preactivación del miembro antes del apoyo. Este músculo al comienzo del paso de apoyo presentó en general una leve caída en el nivel de activación aumentando luego durante el paso de apoyo, colaborando así con la propulsión del cuerpo. En estudios previos donde se analizó el paso de apoyo, como el de Maniar et al. (2019), cuando se refieren a las implicancias que tiene, entre otros factores, la coordinación muscular para el rendimiento en un COD de salida abierta. Se ha indicado que el Sóleo y el Gastrocnemio, además de tener un rol determinante en el soporte vertical, tienen una función importante en la propulsión en la fase de apoyo tardía, junto al Bíceps Femoral (y el Glúteo Mayor - no registrado aquí), hasta pasada la primera mitad de esta fase. Lo discutido por Maniar et al (2019) concuerda con los registros de este estudio y con los establecido por Rand y Ohtsuki (2000) para el caso del Gastrocnemio. Es relevante destacar que Hader et al. (2016), analizando CODs de 45° (entre otros) luego de una carrera previa, subraya la importante activación que genera el

Biceps Femoral para el frenado y la propulsión, ejerciendo una función de estabilización de la rodilla además de la extensión de cadera. Conclusiones similares se indican en Spiteri et al. (2015), al destacar la mayor actividad del Recto Femoral y Bíceps, inclusive el Gastrocnemio, para lograr una extensión mayor de la rodilla y la cadera en la fase propulsiva. Destacando el papel de Biceps Femoral, como protector de las cargas soportadas por la rodilla ayudando a estabilizarla.

La observación de los registros para estos tres músculos con fatiga muestra que existe una tendencia a aumentar el nivel de actividad en particular para el Sóleo y el Gastrocnemio durante el paso de apoyo

Respecto a los músculos relacionados al soporte y estabilización de los miembros inferiores. El Tibial Anterior presenta una actividad máxima al inicio del paso preparatorio que disminuye para volver a aumentar hasta el valor máximo de activación en el momento del tercio final de dicho paso. Esto puede asociarse con un estadio de pre tensión del pie, que cae hacia el final del paso preparatorio y hasta la mitad del apoyo. El Tibial Anterior vuelve a aumentar su actividad durante el apoyo probablemente producto de la flexión dorsal del pie que acompaña la flexión de rodilla y cadera. El Glúteo Medio, presenta valores altos de activación pasada la mitad del paso preparatorio, para disminuir y volver a aumentar a comienzos del apoyo alcanzando casi una vez y media del valor de referencia para ir decayendo en su nivel de activación desde antes de la mitad del apoyo hasta el final del ciclo. El Tibial Anterior y el Glúteo Medio parecen realizar una acción complementaria a partir de los registros de niveles de actividad descritos aquí. El Aductor Largo tiene su pico al comienzo del paso preparatorio y luego disminuye casi al mínimo su nivel de activación para ir aumentando hacia finales del apoyo alcanzando altos valores de activación. Sugiriendo que este músculo tiene un protagonismo importante al final del paso en que ocurre el COD, quizás como suplementario a la extensión de cadera (Matsunaga, et al., 2021). Aunque, Maniar et al. (2019) estiman que acelera el Centro de Masa en la dirección opuesta al cambio, de todas maneras, sí se coincide en la actividad muscular importante que genera el Glúteo Medio (Rand y Ohtsuki, 2000). Cuando los COD se realizaron en condición de fatiga aguda, el patrón de cambio se mantuvo aunque se percibió que el Tibial Anterior baja su actividad en el final del paso preparatorio, el Glúteo Medio baja su actividad en la primera parte del apoyo y el Aductor Largo mantiene su nivel de activación.

En cuanto a los músculos implicados en el impulso y flexión de la rodilla y cadera. El Recto Femoral, presenta un leve aumento del nivel de actividad muscular hacia la mitad del paso preparatorio para tener un pequeño declive y cambiar la tendencia llegando hasta su máximo hacia el final de ese paso y comienzos apoyo, para luego disminuir hacia el final del ciclo. Mientras tanto el Vasto Lateral, presenta un leve aumento de actividad muscular al principio del paso preparatorio y previo al registro del Recto Femoral, que disminuye frente al aumento de la actividad de dicho músculo y aumenta en conjunto con este hacia el momento del contacto. Se observa un comportamiento similar al Recto Femoral, pero con niveles de actividad inferiores al valor de referencia, con una disminución que luego vuelve a mostrar un incremento al final del apoyo del COD. El Vasto Lateral y el Medial (no registrado aquí) parecen ser responsables también, además del Glúteo Medio (y el Mayor), de la redirección de la aceleración del centro de masa hacia la dirección de transporte en el plano frontal contribuyendo a las fuerzas de reacción del piso medio-laterales (Maniar, et al., 2019; Rand y Ohtsuki, 2000). Estudios en la carrera observan que los Isquiosurales trabajan durante la fase final de balanceo (desacelerarían la pierna extendida y luego en la fase de apoyo (estabilizarían la rodilla y contribuirían con la producción de horizontal para la propulsión) de la carrera (Hansen, et al., 2017). Según algunas investigaciones sobre los CODs y la carrera (Einarsson, et al., 2021; Spiteri, et al., 2015; Zebis, et al., 2008) en deportistas y sujetos con cirugía de LCA se ha constatado la importancia de la co-contracción y el papel protector del Bíceps Femoral, así como la relevancia que tiene la regulación de este mecanismo para el rendimiento (Arpinar-Avsar y Celik, 2019). Este importante papel que parecen desarrollar los músculos posteriores de muslo, también los haría estar expuestos a distensiones, aparentemente con mayor incidencia en la porción lateral (Einarsson, et al., 2021; Hansen, et al., 2017). Georgoulis et al. (2023) resaltaron la importancia de la especificidad de la tarea a la hora de monitorizar la rehabilitación de la operación de LCA, y cómo el COD implica un riesgo para este tipo de lesión, que debería ser ejecutado representando un entorno deportivo caótico simulando la multitud de factores que lo influyen, no pudiendo equipararse con la ejecución de una serie de saltos. La fatiga aguda parece conducir a un aumento de la actividad relativa del Recto Femoral durante el paso de apoyo y la misma observación es válida para el Vasto Lateral, en particular al inicio del apoyo.

Finalmente, en relación a las activaciones del Oblicuo Interno y el Externo, músculos implicados en el control y estabilización del tronco durante el COD. El Oblicuo Interno presenta altos valores de actividad durante ambos pasos. Mientras que el Oblicuo Externo, presenta picos de actividad aproximadamente en la mitad de la duración de cada paso. Si bien este análisis gráfico corresponde a ejemplos de lo que ocurrió con mayor frecuencia durante el conjunto de las acciones analizadas, parecen concordar con lo observado por similitudes con Matsunaga et al. (2021), quienes, al estudiar un movimiento bastante parecido al COD abierto a 45° que consistía en pasos abiertos repetidos antes y después de una intervención de fatiga en hombres deportistas recreacionales. Esos autores destacan el rol del Oblicuo Interno en el control de la cadera previo al aterrizaje, así como la estabilidad articular y prevención de lesiones en los primeros momentos del apoyo, funcionando en diferentes sinergias con el Transverso del abdomen, el Recto Femoral, el Aductor y el Glúteo Medio. Por su parte el Oblicuo Externo parece contribuir a la estabilidad del tronco para facilitar la activación del Semitendinoso (no fue registrado aquí) en su función de extensor de cadera que estaría suplementada también por el Aductor, que podría ser uno de los factores de riesgo de los dolores en la ingle por sobreuso (Matsunaga, et al., 2021; Mornieux, et al., 2021). Según Mornieux, et al. (2021), la co-contracción de los músculos del tronco durante la pre activación evita un exceso de inclinación del tronco hacia adelante previo al contacto, además de mantener la flexión lateral del tronco a expensas de cierta rotación, que parece negativa para la eficaz ejecución del movimiento; estos mecanismos descriptos subrayan la importancia de la fase preparatoria durante los COD y concuerdan con los altos valores de actividad observados en el paso preparatorio.

Durante las ejecuciones en condición de fatiga aguda las tendencias de Oblicuo externo e interno se mantienen aproximadamente, aunque con cierta tendencia a disminuir su nivel de actividad durante el apoyo.

Dadas las limitaciones metodológicas del estudio, y sin entrar en lujo de detalles en el análisis de la actividad muscular bajo los efectos de la fatiga, se podrían hacer ciertas conjeturas basadas en antecedentes científicos sobre el tema (Arpınar-Avsar y Celik, 2019; Matsunaga et al., 2021; Zebis, et al., 2011). Los aumentos en la actividad muscular producto de la fatiga podrían estar dados por sus efectos durante condiciones submáximas de

contracción, lo que es provocado por la necesidad de reclutamiento de unidades motoras adicionales para reemplazar las fatigadas, de manera de poder sostener las mismas exigencias de la carga (Zebis, et al., 2011). Además Zebis et al. (2011) reportan modificaciones en la sincronización de unidades motoras en jugadoras de balonmano femenino producto de la fatiga generada a partir de un protocolo específico de fatiga, que produce disminución de la actividad de los flexores de rodilla alterando el fenómeno de co-contracción en conjunto con sus antagonistas extensores de la articulación; lo que implicaría una compensación para el rendimiento de la ejecución del movimiento en condición de fatiga, pero sin embargo estaría acarreado una disminución en la estabilidad de la rodilla emparentada con la lesión de LCA; tendencias que no se ven tan claras en el análisis descriptivo aquí propuesto. Por su parte Arpinar-Avsar y Celik (2019) destacan la importancia del fenómeno de la co-contracción para estabilizar las articulaciones de rodilla y tobillo en detrimento del rendimiento en test de agilidad para jóvenes sanos. Finalmente, Matsunaga et al. (2021) encontraron un retraso temporal aparentemente producido por la fatiga en la activación de la sinergia Oblicuo Interno, Transverso del abdomen, Recto Femoral y Aductor que tendría como resultado la disminución en el control de la cadera; de todas formas en el análisis aquí propuesto no se reconoce una tendencia clara en el comportamiento individual de los músculos antes mencionados bajo los efectos de la fatiga.

Además de las limitaciones obvias de un análisis descriptivo con un bajo número de sujetos y pocas repeticiones por sujeto como el que se presenta en este capítulo. Es importante agregar que cuando se marcan diferencias con respecto a los antecedentes, estas pueden estar influidas por factores relacionados al procesamiento de datos (Hug, 2011). Así como a las características de la muestra, ya que mientras algunos realizaron registros en hombres sanos (Maniar, et al., 2019), otros investigadores analizaron deportistas como jugadoras de basquetbol profesionales (Spiteri, et al., 2015) y futbolistas altamente entrenados (Hader, et al., 2016). Desde el punto de vista metodológico, en el caso de Maniar et al. (2019) previo al COD se llevan a cabo dos saltos con el pie de apoyo y la reacción es a un estímulo no anticipado (Hader, et al., 2016; Maniar, et al., 2019), mientras que Spiteri et al. (2015) realizan COD con incertidumbre desde una carrera previa. La reacción a un estímulo, el ángulo y la velocidad se han indicado como factores que determinan la carga sufrida por las

estructuras articulares (Dos'Santos, et al., 2018; Marques, et al., 2020) y por ende que modificarían la coordinación muscular.

4.7 CONCLUSIONES.

Asumiendo las limitaciones de este primer análisis, los valores de CV e ICC observados para las estimaciones de actividad muscular sugieren, de confirmarse esta tendencia en una muestra mayor de sujetos con más cantidad de repeticiones, que la integral de la actividad normalizada en el tiempo no sería una variable útil para analizar el comportamiento muscular en este tipo de movimiento.

Por su parte, el análisis de los cambios en el tiempo (trazados) para la actividad normalizada parece prometedora y estimula a probar herramientas de análisis como las series temporales para comparar acciones de un mismo músculo en diferentes condiciones para este y otros gestos de campo.

4.8 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P., y Lambert, M. I. (2011). Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 579-586. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.009> PMID: 21531148.
- Arpınar-Avsar, P., y Celik, H. (2019). Does minimizing co-contraction increase agility test performance? *Isokinetics and Exercise Science*, 28(2), 111-118. <https://doi.org/10.3233/IES-192217>
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., y Ackland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(1), 119-127. Epub 2003/01/25. PMID: 12544645

- Bloomfield, J., Polman, R., y O'Donoghue, P. (2007a). Physical demands of different positions in FA premier league soccer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(1), 63–70. PMID: 24149226
- Bloomfield, J., Polman, R., y O'Donoghue, P. (2007b). Turning movements performed during FA Premier League soccer matches. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(10), 9-10.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin Jr, J.A., y Garrett Jr, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>
- Bonnard, M., Sirin, A. V., Oddsson, L., y Thorstensson, A. (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience letters*, 166(1), 101-105 [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(94\)90850-8](https://doi.org/10.1016/0304-3940(94)90850-8)
- Bosco, C., Luhtanen, P., y Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(2), 273-82. <https://doi.org/10.1007/bf00422166>
- Brewin, M. A., Kerwin, D. G., y Yeadon, M. R. (1999). Communications to the annual conference of the british association of sport and exercise sciences (BASES). *Journal of Sports Sciences*, 17(1), 3-70. <https://doi.org/10.1080/026404199366299>
- Brownstein, C. G., Millet, G. Y., y Thomas, K. (2020). Neuromuscular responses to fatiguing locomotor exercise. *Acta physiologica*, 231(2), e13533. <https://doi.org/10.1111/apha.13533>

- Bruton, A., Conway, J. H., y Holgate, S. T. (2000). Reliability: what is it, and how is it measured? *Physiotherapy*, 86(2), 94-99. [https://doi.org/10.1016/s0031-9406\(05\)61211-4](https://doi.org/10.1016/s0031-9406(05)61211-4)
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., y Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics*, 24(4), 327-340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- Clarys, J. P., Scafoglieri, A., Tresignie, J., Reilly, T., y Van Roy, P. (2010). Critical Appraisal and Hazards of Surface Electromyography Data Acquisition in Sport and Exercise. *Asian Journal of Sports Medicine*, 1 (2), 69-80 <https://doi.org/10.5812/asjasm.34868>
- Cortes, N., Onate, J., y Morrison, S. (2014). Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*, 39(3), 888-893 <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020>.
- de Pablo, M., Torres, C., Díaz, D. L. U., y Fabrica, G. (2024). Analysis of the impact of different intensities and time periods on the physical and technical performance of professional soccer players. *Retos*, (60), 1016-1024. <https://doi.org/1047197/retos.v60.106937>
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., y Munro, B. J. (2009). Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *The American journal of sports medicine*, 37(11), 2194-2200. <https://doi.org/10.1177/0363546509334373>
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Jones, P. A., y Comfort, P. (2017). Mechanical determinants of faster change of direction speed performance in male athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 696–705. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001535>
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., y Jones, P. A. (2018). The effect of angle and velocity on change of direction biomechanics: An angle-velocity trade-off. *Sports medicine*, 48, 2235-2253. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0968-3>

- Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., y Jones, P. A. (2019). Role of the penultimate foot contact during change of direction: Implications on performance and risk of injury. *Strength & Conditioning Journal*, 41(1), 87-104. <https://doi.org/10.1519/ssc.0000000000000395>
- Einarsson, E., Thomson, A., Sas, B., Hansen, C., Gislason, M., y Whiteley, R. (2021). Lower medial hamstring activity after ACL reconstruction during running: a cross-sectional study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 7(1), e000875. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000875>
- Enoka, R. M. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 141-149. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00010-W](https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00010-W)
- Enoka, R. M., y Duchateau, J. (2015). Inappropriate interpretation of surface EMG signals and muscle fiber characteristics impedes understanding of the control of neuromuscular function. *Journal of Applied Physiology*, 119(12), 1516-1518. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00280.2015>
- Fábrica, G., González Rodríguez, P., y Loss, J. F. (2013). Cambios en el control neuromuscular de seis músculos de miembro inferior durante CMJ máximos realizados con fatiga. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, 35, 389-407. <https://doi.org/10.1590/s0101-32892013000200010>
- Fisher, G. (2010). Análise da Mecânica da Corrida com e sem efeito da fadiga (Doctoral dissertation). UFRGS, Porto Alegre, RS, Brasil.
- Forcher, L., Forcher, L., Altmann, S., Jekauc, D., y Kempe, M. (2022). The keys of pressing to gain the ball—characteristics of defensive pressure in elite soccer using tracking data. *Science and Medicine in Football*, 8(2), 161-169. <https://doi.org/10.1080/24733938.2022.2158213>

- Georgoulis, J. D., Melissaridou, D., Patras, K., Megaloikonomos, P. D., Trikoupis, I., Savvidou, O. D., y Papagelopoulos, P. J. (2023). Neuromuscular activity of the lower-extremities during running, landing and changing-of-direction movements in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction: a review of electromyographic studies. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 10(1), 43. <https://doi.org/10.1186/s40634-023-00603-1>
- Gómez-Campos, R., Cossio-Bolaños, M. A., Minaya, M. B., y Hochmuller-Fogaca, R. T. (2010). Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 10(40), 537-555
- Gonzalo-Skok O., Tous J., Suarez-Arrones L., Arjol-Serrano J., Casajus J., y Mendez-Villanueva, A. (2016). Single-Leg Power Output and Between-Limb Imbalances in Team-Sports Players: Unilateral vs. Bilateral Combined Resistance Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12 (1), 105-114. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0743>
- Grassi, A., Smiley, S.P., Roberti di Sarsina, T., Signorelli, C., Marcheggiani Muccioli, G. M., Bondi, A., Romagnoli, M., Agostini, A., y Zaffagnini, S. (2017). Mechanisms and situations of anterior cruciate ligament injuries in professional male soccer players: A YouTube-based video analysis. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 27(7), 967-981. <https://doi.org/10.1007/s00590-017-1905-0>
- Hader, K., Mendez-Villanueva, A., Palazzi, D., Ahmaidi, S., y Buchheit, M. (2016). Metabolic power requirement of change of direction speed in young soccer players: not all is what it seems. *Plos one*, 11(3), e0149839. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0149839>
- Hansen, C., Einarson, E., Thomson, A., y Whiteley, R. (2017). Peak medial (but not lateral) hamstring activity is significantly lower during stance phase of running. An EMG investigation using a reduced gravity treadmill. *Gait & posture*, 57, 7-10. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.012>

- Hautier, C. A., Arsac, L. M., Deghdegh, K., Souquet, J. I. M. M. Y., Belli, A. L. A. I. N., y Lacour, J. R. (2000). Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(4), 839-843. <https://doi.org/10.1097/00005768-200004000-00017> PMID 10776904
- Hermens H. J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., y Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 10 (5), 361-374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of electromyography and kinesiology*, 21(1), 1-12. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.009>
- Hunter, H. H., Sorbie, G. G., Grace, F. M., Gu, Y., Lam, W. K., Baker, J. S., Dutheil, F., Dias, T., y Ukadike, C. (2021). An electromyographic assessment pilot study on the reliability of the forearm muscles during multi-planar maximum voluntary contraction grip and wrist articulation in young males. *Technology and Health Care*, 30(3), 713-724. <http://doi.org/10.3233/thc-212822>
- Iguchi, J., Tateuchi, H., Taniguchi, M., y Ichihashi, N. (2014). The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics and muscle activity during unanticipated side-step cutting. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(1), 41-48. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2526-8>
- Jakobsson, S. K., Amasay, T., Mier, C. M., y Tamulevicius, N. (2020). Influence of Fatigue on Change of Direction Performance in Soccer Players. *International Journal of Exercise Science*, 13(1), 656-666 <https://doi.org/10.70252/ELWI5490> PMCID: PMC7241639 PMID 32509106

- Jasiewicz, J. M., Allum, J. H., Middleton, J. W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B., y Li, R. C. T. (2006). Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. *Gait & posture*, 24(4), 502-509. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.017> PMID: 16500102
- Koo, T.K., y Li, M.Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale, AZ, USA: Noraxon Inc.
- Li, X., Li, C., Cui, Y., y Wong, D. P. (2021). Acute kinematics and kinetics changes to wearable resistance during change of direction among soccer players. *Research in Sports Medicine*, 29(2), 155-169. <https://doi.org/10.1080/15438627.2020.1770761>
- Lucas, L. A., England, B. S., Mason, T. W., Lanning, C. R., Miller, T. M., Morgan, A. M., y Almonroeder, T. G. (2018). Decision making influences tibial impact accelerations during lateral cutting. *Journal of Applied Biomechanics*, 34(5), 414-418. <https://doi.org/10.1123/jab.2017-0397>
- Maniar, N., Schache, A. G., Cole, M. H., y Opar, D. A. (2019). Lower-limb muscle function during sidestep cutting. *Journal of Biomechanics*, 82, 186–192. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.021>
- Marques J. B., Paul D. J., Graham-Smith P., y Read P. J. (2020). Change of direction assessment following anterior cruciate ligament reconstruction: a review of current practice and considerations to enhance practical application. *Sports Medicine*, 50(1), 55–72. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01189-4>

- Martínez-Hernández, D., Quinn, M., y Jones, P. (2022). Linear Advancing Actions Followed by Decelerations and Turn Are the Most Common Movements Preceding Goals in Male Professional Soccer. *Science and Medicine in Football*, 7(1), 25-33. <https://doi.org/10.1080/24733938.2022.2030064>
- Matsunaga, N., Aoki, K., y Kaneoka, K. (2021). Comparison of modular control during side cutting before and after fatigue. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2021(1), 8860207. <https://doi.org/10.1155/2021/8860207>
- Mohr, M., Krstrup, P., y Bangsbo, J. (2005). Fatigue in soccer: A brief review. *Journal of Sports Sciences*, 23(6), 593-599. <https://doi.org/10.1080/02640410400021286>
- Morgan, O., Drust, B., Ade, J. D., y Robinson, N. (2021). Change of direction frequency off the ball: New perspectives in elite youth soccer. *Science and Medicine in Football*, 6(4), 473-482. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1986635>
- Mornieux, G., Gehring, D., y Gollhofer, A. (2021). Is There a Sex Difference in Trunk Neuromuscular Control among Recreational Athletes during Cutting Maneuvers? *Journal of Sports Science & Medicine*, 20(4), 743. <https://doi.org/10.52082/jssm.2021.743>
- Neptune, R. R., Wright, I. C., y Van Den Bogert, A. J. (1999). Muscle coordination and function during cutting movements. *Medicine and science in sports and exercise*, 31(2), 294-302. <https://10.1097/00005768-199902000-00014> PMID: 10063820
- Rand, M. K., y Ohtsuki, T. (2000). EMG analysis of lower limb muscles in humans during quick change in running directions. *Gait & posture*, 12(2), 169-183. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00073-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00073-4)

- Rodacki, A. L., Fowler, N. E., y Bennett, S. J. (2001). Multi-segment coordination: fatigue effects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(7), 1157-1167. <https://doi.org/10.1097/00005768-200107000-00013>
- Rodacki, A. L. F., Fowler, N. E., y Bennett, S. J. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. *Medicine & Science in sports & exercise*, 34(1), 105-116. <https://doi.org/10.1097/00005768-200201000-00017> PMID: 11782655
- Rolley, T., Gill, S.D., Keast, M., Reade, T., Page, R., Bonacci, J., Stella, J., Johnson, B., y Fox, A. (2023). Anticipatory effects on side-step cutting biomechanics in Women's Australian Football League players. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(2), e001587-e001587. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-001587>
- Saracutu, O. I., Pollis, M., Cagidiaco, E. F., Ferrari, M., y Manfredini, D. (2023). Repeatability of Teethan indexes analysis of the masseter and anterior temporalis muscles during maximum clenching: a pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 27(9), 5309-5316. <https://doi.org/10.1007/s00784-023-05150-8>
- Shrout, P.E., y Fleiss, J.L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420-428.
- Spiteri, T., Newton, R. U., y Nimphius, S. (2015). Neuromuscular strategies contributing to faster multidirectional agility performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 629-636. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.009>
- Szymanski, D. J., McIntyre, J. S., Szymanski, J. M., Bradford, T. J., Schade, R. L., Madsen, N. H., y Pascoe, D. D. (2007). Effect of torso rotational strength on angular hip, angular shoulder, and linear bat velocities of high school baseball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 1117-1125. <https://doi.org/10.1519/r-18255.1>

- Trecroci, A., Longo, S., Perri, E., Iaia, F. M., y Alberti, G. (2018). Field-based physical performance of elite and sub-elite middle-adolescent soccer players. *Research in Sports Medicine*, 27(1), 60-71. <https://doi.org/10.1080/15438627.2018.1504217>
- van Ingen Schenau, G. J., van Soest, A. J., Gabreëls, F. J., y Horstink, M. W. (1995). The control of multi-joint movements relies on detailed internal representations. *Human Movement Science*, 14(4-5), 511-538. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(95\)00026-1](https://doi.org/10.1016/0167-9457(95)00026-1)
- Van Zandwijk, J. P., Bobbert, M. F., y Munneke, M. A. R. T. E. N. (2000). Control of maximal and submaximal vertical jumps. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(2), 477-485. <https://doi.org/10.1097/00005768-200002000-00033>
- Vigotsky, A. D., Halperin, I., Lehman, G. J., Trajano, G. S., y Vieira, T. M. (2018). Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences. *Frontiers in Physiology*, 8, 985. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00985>.
- Waldén, M., Krosshaug, T., Bjerneboe, J., Andersen, T., Faul, O., y Hagglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: A systematic video analysis of 39 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 49(22), 1452-1460. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094573>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Døssing, S., Alkjær, T., Magnusson, S. P., Kjaer, M., y Aagaard, P. (2008). The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidcutting in female elite soccer and handball players. *Clinical journal of sport medicine*, 18(4), 329-337. <https://doi.org/10.1097/jsm.0b013e31817f3e35>
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Alkjaer, T., Suetta, C., Mortensen, P., Kjaer, M., y Aagaard, P. (2011). Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior

cruciate ligament-agonist muscles in female team handball players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(6), 833-840.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01052.x>

CAPÍTULO 5.

CONCLUSIONES GENERALES.

Luego de analizar el rendimiento de algunas habilidades, con y sin balón, relevantes en el fútbol desde diferentes enfoques y en ciertos contextos, de mayor y menor especificidad. Y a su vez estudiar los efectos que los cambios de intensidad en el juego causan sobre estas habilidades de movimiento al generar diferentes sensaciones de fatiga. Enmarcando estos análisis desde el punto de vista del rendimiento en competencia y el riesgo de lesión, se obtienen importantes conclusiones en este sentido.

A partir de los resultados arrojados y la discusión sobre las evaluaciones del rendimiento físico/técnico, desprendidas de la simulación de juego utilizada en el segundo capítulo (CST), se constata una disminución de la velocidad de los jugadores de fútbol y un aumento del esfuerzo percibido a medida que transcurre el tiempo de la simulación de 45 minutos. Además la precisión en las capacidades técnicas disminuye significativamente luego de los períodos de alta intensidad, a pesar de ello se recuperan durante los 45 minutos que dura la simulación. Para el caso de la velocidad, la disminución se registra luego de realizar todas las combinaciones de comparaciones entre los bloques de diferentes intensidades, con peores resultados luego de las vueltas a alta intensidad.

El estudio de los cambios de dirección de salida abierta a 45° simulando una acción defensiva y tomando como condición la fatiga aguda, en una situación de laboratorio, puntualiza que en dicha condición los jugadores de fútbol profesional no desaceleran lo suficiente. Esto ocurre como producto de la disminución significativa del tiempo de frenado y el impulso en esta subfase del apoyo. Además de existir una menor elevación del cuerpo en el primer paso luego del cambio de dirección, a partir de la disminución en el impulso de levantamiento del peso corporal. Si bien la fatiga aguda no presenta un efecto significativo sobre las fuerzas máximas y las tasas de fuerza, los valores alcanzados por estos parámetros sugieren un alto riesgo de lesión del LCA y otras estructuras articulares asociadas, como pueden ser el LCI, PPOL y el Menisco Interno o medial.

Por último, en función del estudio de los tiempos del ciclo y la actividad muscular del cambio de dirección de 45° de salida abierta, en una situación de campo recreando una acción defensiva de “pressing” en fútbol, considerando la condición de fatiga aguda. Teniendo en cuenta las limitaciones presentadas en el capítulo 4, si en una muestra mayor de sujetos y con un mayor número de repeticiones, los valores de CV e ICC observados para las estimaciones de actividad muscular confirman su tendencia, se estaría constatando que la integral de la actividad normalizada en el tiempo no sería una variable útil para analizar el comportamiento muscular para este tipo de movimiento. A su vez, el análisis de los cambios en el tiempo para la actividad normalizada sería prometedor y estimula a probar análisis punto a punto en el tiempo o análisis temporal de la señal, comparando todos los valores (análisis de series temporales) en acciones de un mismo músculo en diferentes condiciones, para el caso de este gesto motor u otros.

En definitiva, las habilidades físico/técnicas presentan algunas modificaciones en el rendimiento, al estudiar su comportamiento según el transcurso del tiempo de una simulación y en función de diferentes bloques de intensidad. Por su parte, durante el cambio de dirección de salida abierta a 45°, que simula una acción defensiva en el laboratorio bajo la condición de fatiga aguda, se observa que solo algunas de las variables relevantes para controlar el movimiento corporal presentan cambios en fases específicas producto de la fatiga aguda. En última instancia, y considerado como un estudio de tipo piloto, el análisis de los tiempos del ciclo y de la actividad muscular del mismo tipo de cambio de dirección en una situación de campo, y considerando el mismo factor, parece mostrar una tendencia a descartar la integral de la señal electromiográfica normalizada para estudiar este tipo de movimientos. A su vez, presenta una perspectiva prometedora para realizar un análisis de series temporales en el estudio de los cambios en el tiempo para la actividad muscular normalizada.

ANEXOS.

1.1.EXPEDIENTE DEL COMITÉ DE ÉTICA.



Salto, junio de 2021.

Ref.: Exp. N° 311170-000099-21

Reunido el Comité de Ética en Investigación Institucional del CENUR Litoral Norte de la Universidad de la República, a efectos de expedirse respecto al proyecto "Coordinación muscular, cinemática y fuerza en cambios de dirección de futbolistas con y sin fatiga", a cargo del Mg. Matías de Pablo, considera:

I) que el proyecto define procedimientos para el manejo confidencial de la información durante su desarrollo y su posterior difusión, así como para la protección de la identidad de los participantes y la solicitud del consentimiento libre e informado para ser aceptado en la investigación;

II) que el proyecto cumple con los criterios éticos para la protección de los Seres Humanos que participan como sujetos en procesos de investigación.

Por los motivos expuestos este Comité de Ética en Investigación APRUEBA dicho proyecto para su ejecución y remite al Consejo del CENUR Litoral Norte, atento a lo establecido en el Art. 14 de la Ordenanza Ministerial N° 827 y el Decreto 158/19.

Por el Comité de Ética:

Dr. Julio da Luz
Coordinador
Comité de Ética

2.1 CUESTIONARIO PREVIO AL EXPERIMENTO PARA LOS VOLUNTARIOS EN EL ESTUDIO DE ANÁLISIS DEL CST.

Día y hora de experimento			
Condiciones	Temp.	Pres.	Hum.
Número de voluntario			
Nombre			
Edad			
Altura			
Masa			
Pie hábil			
Posición de Juego			
Fumador	No/SI (frecuencia)		
Lesión en últimos seis meses	No/Si (cual)		
Horas sueño noche anterior			
Tiempo desde ultima comida			
Consumió alcohol u otra droga social			
Ultima actividad fisica/ cuando			
Cuestionario de bienestar (Wellness):	Calidad del sueño: Stress: Fatiga: Dolor muscular:		
Percepción de Fatiga			
Observaciones del experimento			

3.1 CUESTIONARIO PREVIO AL EXPERIMENTO PARA LOS VOLUNTARIOS EN EL ESTUDIO DE FUERZA DE REACCIÓN DEL SUELO.

Día y hora de experimento			
Condiciones	Temp.	Pres.	Hum.
Número de voluntario			
Nombre			
Edad			
Altura			
Masa			
Pie hábil			
Posición de Juego			
Fumador	No/SI (frecuencia)		
Lesión en últimos seis meses	No/Si (cual)		
Horas sueño noche anterior			
Tiempo desde ultima comida			
Consumió alcohol u otra droga social			
Ultima actividad fisica/ cuando			
Cuestionario de bienestar (Wellness):	Calidad del sueño: Stress: Fatiga: Dolor muscular:		
Percepción de Fatiga			
Observaciones del experimento			

3.2 SCRIPT UTILIZADO PARA EL CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS DE FUERZA.

```
% Esta rutina carga datos de Plataforma de fuerza y
permite calcular
% variables cineticas durante diferentes fases del
% cambio de dirección

% Limpiar entorno
clear
close all;

% SELECCION DE ARCHIVO
[archivo, ruta] = uigetfile('*.csv', 'Seleccione un
archivo CSV');

% Verificar si se cancela la selección del archivo
if archivo == 0
    disp('Selección de archivo cancelada.');
```

return;

end

```
% Construir la ruta completa al archivo
ruta_completa = fullfile(ruta, archivo);

% Cargar el archivo CSV completo
datos_completos = readmatrix(ruta_completa);

%ENTRADA DE DATOS y SELECCION DE COLUMNAS DE INTERES

% Solicitar al usuario que ingrese numero sujeto
numero_sujeto = input('Ingrese numero de sujeto:');
```

% Solicitar al usuario que ingrese código de archivo

archivo = input('Ingrese el codigo de archivo a
procesar:');

% Solicitar al usuario que ingrese la masa del sujeto

masa_sujeto = input('Ingrese la masa del sujeto (en kg):
');

% Identificar las filas que contienen datos cinéticos

inicio_datos = 6; % esto es porque hay un encabezado y
los datos de fuerza comienzan en la sexta fila

```

% Extraer las columnas de interés (Fx, Fy, Fz)
columna_Fx = datos_completos(:, 3)* (-1); % Multiplicar
por -1 en el eje X para que frenado quede negativo como
en trabajo de Maniar 2019
columna_Fy = datos_completos(:, 4) * (-1); % Multiplicar
por -1 en el eje Y para que quede positivo como en
trabajo de Maniar 2019
columna_Fz = datos_completos(:, 5);

% Calcular la duración total de los datos
num_filas = size(datos_completos, 1);
ff = 1000; % Frecuencia de fuerza en Hz
tiempo_total = num_filas / ff;

%PRIMEROS PROCESOS

% Construir una columna de tiempo
tiempo = linspace(0, tiempo_total, num_filas)';

% Encontrar la longitud máxima entre las tres columnas
longitud_maxima = max([length(columna_Fx),
length(columna_Fy), length(columna_Fz)]);

% Interpoliar los vectores para que tengan la misma
longitud (esto es
% por si aparecen NaN en los datos brutos)
tiempo_interp = linspace(0, tiempo_total,
longitud_maxima);
columna_Fx_interp = interp1(tiempo, columna_Fx,
tiempo_interp, 'linear', 'extrap');
columna_Fy_interp = interp1(tiempo, columna_Fy,
tiempo_interp, 'linear', 'extrap');
columna_Fz_interp = interp1(tiempo, columna_Fz,
tiempo_interp, 'linear', 'extrap');

% Crear un gráfico de Fx, Fy y Fz con respecto al tiempo
(datos originales)
figure;

subplot(3, 1, 1);
plot(tiempo_interp, columna_Fx_interp, 'b', 'LineWidth',
1.5);
title('Fx');
xlabel('Time (s)');

```

```

ylabel('Fx (N/Kg) ');
grid on;

subplot(3, 1, 2);
plot(tiempo_interp, columna_Fy_interp, 'g', 'LineWidth',
1.5);
title('Fy');
xlabel('Time (s) ');
ylabel('Fy (N/kg) ');
grid on;

subplot(3, 1, 3);
plot(tiempo_interp, columna_Fz_interp, 'r', 'LineWidth',
1.5);
title('Fz');
xlabel('Time (s) ');
ylabel('Fz (N/kg) ');
grid on;

% Identificar dos puntos en la gráfica de Fy para el
recorte con el cursor
disp('Selecione dos puntos en la gráfica de Fy para el
recorte. ');
[x_recorte, ~] = ginput(2);

% Encontrar los índices correspondientes en el
tiempo_interp
indice_inicio_recorte = find(tiempo_interp >=
x_recorte(1), 1, 'first');
indice_fin_recorte = find(tiempo_interp <= x_recorte(2),
1, 'last');

% Recortar todas las columnas en función de los índices
encontrados
columna_Fx_recortada =
columna_Fx_interp(indice_inicio_recorte:indice_fin_recor
te);
columna_Fy_recortada =
columna_Fy_interp(indice_inicio_recorte:indice_fin_recor
te);
columna_Fz_recortada =
columna_Fz_interp(indice_inicio_recorte:indice_fin_recor
te);

```

```

tiempo_recortado =
tiempo_interp(indice_inicio_recorte:indice_fin_recorte);

%FILTRADO

% Diseñar un filtro Butterworth pasa bajo de orden 4 y
frecuencia de corte
% de 20 Hz para filtrar los datos de fuerza segun los
criterios de Spiteri
% 2013
orden_filtro = 4;
frecuencia_corte = 50;
[b, a] = butter(orden_filtro, frecuencia_corte / (ff /
2), 'low');

% Filtrar los datos con el filtro Butterworth
columna_Fx_filtrada = filtfilt(b, a,
columna_Fx_recortada);
columna_Fy_filtrada = filtfilt(b, a,
columna_Fy_recortada);
columna_Fz_filtrada = filtfilt(b, a,
columna_Fz_recortada);

% Crear un gráfico de Fx, Fy y Fz con respecto al tiempo
(datos filtrados y recortados)
figure;

subplot(3, 1, 1);
plot(tiempo_recortado, columna_Fx_filtrada, 'b',
'LineWidth', 1.5);
hold on;
yline(20, '--r', 'LineWidth', 1.5); % Agregar una línea
horizontal en y = 10 N como en Spiteri 2013
title('Antero-posterior force');
xlabel('Time (s)');
ylabel('Fx (N)');
grid on;
hold off;

subplot(3, 1, 2);
plot(tiempo_recortado, columna_Fy_filtrada, 'g',
'LineWidth', 1.5);
hold on;

```

```

yline(20, '--r', 'LineWidth', 1.5); % Agregar una línea
horizontal en y = 10 N
title('Lateral force');
xlabel('Time (s)');
ylabel('Fy (N)');
grid on;
hold off;

subplot(3, 1, 3);
plot(tiempo_recortado, columna_Fz_filtrada, 'r',
'LineWidth', 1.5);
hold on;
yline(20, '--r', 'LineWidth', 1.5); % Agregar una línea
horizontal en y = 10 N
title('Vertical force');
xlabel('Time (s)');
ylabel('Fz (N)');
grid on;
hold off;

%DEFINICION DE FASES
% Solicitar nueve puntos para definir tiempo de apoyo y
subfases
disp('Seleccione en este orden: inicio, fin del apoyo,
mínimo Fx, inflexión de Fx, máximo Fx, primer pico Fy,
valle Fy, pico de impulso Fy');

[x_fases, ~] = ginput(9);

% Encontrar los índices correspondientes en los tiempos
recortados
indice_inicio_apoyo = find(tiempo_recortado >=
x_fases(1), 1, 'first');
indice_fin_apoyo = find(tiempo_recortado <= x_fases(2),
1, 'last');
indice_min_Fx = find(tiempo_recortado <= x_fases(3), 1,
'last');
indice_inflexion_Fx = find(tiempo_recortado <=
x_fases(4), 1, 'last');
indice_max_Fx = find(tiempo_recortado <= x_fases(5), 1,
'last');
indice_max_Fy = find(tiempo_recortado <= x_fases(6), 1,
'last');

```

```

indice_primer_pico_Fz = find(tiempo_recortado <=
x_fases(7), 1, 'last');
indice_valle_Fz = find(tiempo_recortado <= x_fases(8),
1, 'last');
indice_segundo_pico_Fz = find(tiempo_recortado <=
x_fases(9), 1, 'last');

% CALCULOS DE LAS DURACIONES DE LAS FASES (tiempos en
segundos)
Contact_time = tiempo_recortado(indice_fin_apoyo) -
tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo)% tiempo de
contacto en el cambio de dirección

Time_of_braking_phase=
tiempo_recortado(indice_inflexion_Fx)-
tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo)% tiempo de frenado
calculado de Fx

Time_of_propulsive_phase=
tiempo_recortado(indice_fin_apoyo)-
tiempo_recortado(indice_inflexion_Fx)%Tiempo de empuje
calculado de Fx

Time_between_Fxpeakbraking_and_Fxpeakpropulsive=
tiempo_recortado(indice_max_Fx)-
tiempo_recortado(indice_min_Fx)%tiempo entre picos
empuje frenado

Time_of_weight_acceptance=tiempo_recortado(indice_valle_
Fz)-tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo)% tiempo de
aceptacion del peso calculado de Fy

Time_of_weight_lifting=
tiempo_recortado(indice_fin_apoyo)-
tiempo_recortado(indice_valle_Fz);%tiempo de elevacion
del peso calculado de >Fy

TimeFz_peak_weight_acceptance_and_lifting=
tiempo_recortado(indice_segundo_pico_Fz)-
tiempo_recortado(indice_primer_pico_Fz)% tiempo entre
picos durante la aceptacion del peso y la elevación del
peso

```

```

% CALCULOS DE LAS DURACIONES DE LAS FASES EN TERMINOS
RELATIVOS A EL TIEMPO
% DE CONTACTO
RelativeTime_of_braking_phase=
(Time_of_braking_phase/Contact_time)*100
RelativeTime_of_propulsive_phase=(Time_of_propulsive_phase/Contact_time)*100
RelTime_between_Fxpeakbraking_and_Fxpeakpropulsive=(Time
_between_Fxpeakbraking_and_Fxpeakpropulsive/Contact_time
)*100
RelativeTime_of_weight_acceptance=(Time_of_weight_acceptance/Contact_time)*100
RelativeTime_of_weight_lifting=(Time_of_weight_lifting/Contact_time)*100
RelTimeFz_peak_weight_acceptance_and_lifting=(TimeFz_peak_weight_acceptance_and_lifting/Contact_time)*100

```

```

%CALCULO DE LOS PARÁMETROS DE FUERZA Y SU MOMENTO DE
OCURRENCIA DURANTE EL CONTACTO.

```

```

% Calcular el valor mínimo de Fx durante
Time_of_braking_phase
min_Fx_braking =
min(columna_Fx_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_inflexion_Fx));

```

```

% Calcular el valor máximo de Fx durante
Time_of_propulsive_phase
max_Fx_propulsive =
max(columna_Fx_filtrada(indice_inflexion_Fx:indice_fin_apoyo));

```

```

% Calcular el valor máximo de Fy durante Contact_time
max_Fy_contact =
max(columna_Fy_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_fin_apoyo));

```

```

% Calcular el valor máximo de Fz durante
Time_of_weight_acceptance

```

```

max_Fz_weight_acceptance =
max(columna_Fz_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_valle
_Fz));

% Calcular el valor mínimo de Fz durante Contact_time
min_Fz_contact =
min(columna_Fz_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_fin_a
poyo));

% Calcular el valor máximo de Fz durante
Time_of_weight_lifting
max_Fz_weight_lifting =
max(columna_Fz_filtrada(indice_valle_Fz:indice_fin_apoyo
))

% Normalizar los valores de fuerza
min_Fx_braking_norm = min_Fx_braking / masa_sujeto;
max_Fx_propulsive_norm = max_Fx_propulsive /
masa_sujeto;
max_Fy_contact_norm = max_Fy_contact / masa_sujeto;
max_Fz_weight_acceptance_norm = max_Fz_weight_acceptance
/ masa_sujeto;
min_Fz_contact_norm = min_Fz_contact / masa_sujeto;
max_Fz_weight_lifting_norm = max_Fz_weight_lifting /
masa_sujeto;

% Mostrar los resultados originales y normalizados
disp(['Valor mínimo de Fx durante Time_of_braking_phase:
', num2str(min_Fx_braking), ', Normalizado: ',
num2str(min_Fx_braking_norm)]);
disp(['Valor máximo de Fx durante
Time_of_propulsive_phase: ', num2str(max_Fx_propulsive),
', Normalizado: ', num2str(max_Fx_propulsive_norm)]);
disp(['Valor máximo de Fy durante Contact_time: ',
num2str(max_Fy_contact), ', Normalizado: ',
num2str(max_Fy_contact_norm)]);
disp(['Valor máximo de Fz durante
Time_of_weight_acceptance: ',
num2str(max_Fz_weight_acceptance), ', Normalizado: ',
num2str(max_Fz_weight_acceptance_norm)]);
disp(['Valor mínimo de Fz durante Contact_time: ',
num2str(min_Fz_contact), ', Normalizado: ',
num2str(min_Fz_contact_norm)]);

```

```

disp(['Valor máximo de Fz durante
Time_of_weight_lifting: ',
num2str(max_Fz_weight_lifting), ', Normalizado: ',
num2str(max_Fz_weight_lifting_norm)]);

% CALCULOS DE LOS IMPULSOS.

% Calcular el impulso total en Fy y Fz durante el tiempo
de apoyo
impulso_Fx =
trapz(tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo:indice_fin_apoyo),
columna_Fx_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_fin_apoyo));
impulso_Fy =
trapz(tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo:indice_fin_apoyo),
columna_Fy_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_fin_apoyo));
impulso_Fz =
trapz(tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo:indice_fin_apoyo),
columna_Fz_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_fin_apoyo));
%calcular los impulsos en las fases y direcciones
especificas de interes
impulso_braking =
trapz(tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo:indice_inflexion_Fx),
columna_Fx_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_inflexion_Fx));
impulso_propulsive =
trapz(tiempo_recortado(indice_inflexion_Fx:indice_fin_apoyo),
columna_Fx_filtrada(indice_inflexion_Fx:indice_fin_apoyo));
impulso_weight_acceptance =
trapz(tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo:indice_valle_Fz),
columna_Fz_filtrada(indice_inicio_apoyo:indice_valle_Fz));
impulso_weight_lifting =
trapz(tiempo_recortado(indice_valle_Fz:indice_fin_apoyo)

```

```

',
columna_Fz_filtrada(indice_valle_Fz:indice_fin_apoyo));

impulsototFXconsuma=impulso_braking+impulso_propulsive;
impulsototFzconsuma=impulso_weight_acceptance+impulso_weight_lifting;

% Normalizar los impulsos acumulados por la masa del sujeto
impulso_Fx_norm=impulso_Fx / masa_sujeto;
impulsototFXconsum_norm=impulsototFXconsuma / masa_sujeto;
impulso_Fy_norm=impulso_Fy / masa_sujeto;
impulso_Fz_norm=impulso_Fz / masa_sujeto;
impulsototFzconsum_norm=impulsototFzconsuma / masa_sujeto;
impulso_braking_norm = impulso_braking / masa_sujeto;
impulso_propulsive_norm = impulso_propulsive / masa_sujeto;
impulso_weight_acceptance_norm = impulso_weight_acceptance / masa_sujeto;
impulso_weight_lifting_norm = impulso_weight_lifting / masa_sujeto;

% Mostrar los impulsos acumulados y normalizados
disp(['Impulso acumulado durante Time_of_braking_phase: ', num2str(impulso_braking), ' Ns, Normalizado: ', num2str(impulso_braking_norm), ' Ns/Kg']);
disp(['Impulso acumulado durante Time_of_propulsive_phase: ', num2str(impulso_propulsive), ' Ns, Normalizado: ', num2str(impulso_propulsive_norm), ' Ns/Kg']);
disp(['Impulso acumulado durante Time_of_weight_acceptance: ', num2str(impulso_weight_acceptance), ' Ns, Normalizado: ', num2str(impulso_weight_acceptance_norm), ' Ns/Kg']);
disp(['Impulso acumulado durante Time_of_weight_lifting: ', num2str(impulso_weight_lifting), ' Ns, Normalizado: ', num2str(impulso_weight_lifting_norm), ' Ns/Kg']);
disp(['Impulso total en Fx: ', num2str(impulso_Fx), ' Ns, Normalizado: ', num2str(impulso_Fx_norm), ' Ns/Kg']);

```

```

disp(['Impulso total en Fy: ', num2str(impulso_Fy), '
Ns, Normalizado: ', num2str(impulso_Fy_norm), '
Ns/Kg']);
disp(['Impulso total en Fz: ', num2str(impulso_Fz), '
Ns, Normalizado: ', num2str(impulso_Fz_norm), '
Ns/Kg']);
disp(['Impulso total en Fx consumido: ',
num2str(impulsototFXconsuma), ' Ns, Normalizado: ',
num2str(impulsototFXconsum_norm), ' Ns/Kg']);
disp(['Impulso total en Fz consumido: ',
num2str(impulsototFzconsuma), ' Ns, Normalizado: ',
num2str(impulsototFzconsum_norm), ' Ns/Kg']);

% CALCULO DE TASAS DE FUERZA

%Tiempos para tasas de fuerza
Tiempoapicofx=tiempo_recortado(indice_min_Fx)-
tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo);
Tiempoapicofy=tiempo_recortado(indice_max_Fy)-
tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo);
Tiempoapicofz=tiempo_recortado(indice_primer_pico_Fz)-
tiempo_recortado(indice_inicio_apoyo);

% Tasa de fuerza vertical en el impacto (pendiente desde
el contacto inicial hasta max_Fy_contact)
tasa_fuerza_vertical_impacto = max_Fz_weight_acceptance
/ Tiempoapicofz;
tasa_fuerza_vertical_impacto_norm =
max_Fz_weight_acceptance_norm/Tiempoapicofz;

%Tasa de fuerza de frenado (pendiente desde el contacto
inicial hasta min_Fx_braking)
tasa_fuerza_frenado = min_Fx_braking / Tiempoapicofx;
tasa_fuerza_frenado_norm = min_Fx_braking_norm
/Tiempoapicofx;

% Tasa de fuerza lateral (pendiente desde el contacto
inicial hasta max_Fy_contact)
tasa_fuerza_lateral = max_Fy_contact /Tiempoapicofy;
tasa_fuerza_lateral_norm = max_Fy_contact_norm
/Tiempoapicofy;

%EXPORTACION DE RESULTADOS

```

```

% Crear una celda de encabezado para los resultados
encabezado = {'numero_sujeto', 'archivo', 'masa_sujeto',
'Contact_time', 'Time_of_braking_phase',
'Time_of_propulsive_phase',
'Time_between_Fxpeakbraking_and_Fxpeakpropulsive',
'Time_of_weight_acceptance', 'Time_of_weight_lifting',
'TimeFz_peak_weight_acceptance_and_lifting',
'RelativeTime_of_braking_phase',
'RelativeTime_of_propulsive_phase',
'RelTime_between_Fxpeakbraking_and_Fxpeakpropulsive',
'RelativeTime_of_weight_acceptance',
'RelativeTime_of_weight_lifting',
'RelTimeFz_peak_weight_acceptance_and_lifting',
'min_Fx_braking', 'max_Fx_propulsive ',
'max_Fy_contact', 'max_Fz_weight_acceptance',
'min_Fz_contact', 'max_Fz_weight_lifting',
'min_Fx_braking_norm', 'max_Fx_propulsive_norm',
'max_Fy_contact_norm', 'max_Fz_weight_acceptance_norm',
'min_Fz_contact_norm', 'max_Fz_weight_lifting_norm',
'impulso_Fx', 'impulso_Fy', 'impulso_Fz',
'impulso_braking', 'impulso_propulsive',
'impulso_weight_acceptance', 'impulso_weight_lifting',
'impulsototFXconsuma', 'impulsototFzconsuma',
'impulso_Fx_norm', 'impulsototFXconsum_norm',
'impulso_Fy_norm', 'impulso_Fz_norm',
'impulsototFzconsum_norm', 'impulso_braking_norm',
'impulso_propulsive_norm',
'impulso_weight_acceptance_norm',
'impulso_weight_lifting_norm', 'tasa_fuerza_vertical_impacto',
'tasa_fuerza_frenado',
'tasa_fuerza_lateral', 'tasa_fuerza_vertical_impacto_norm',
'tasa_fuerza_frenado_norm', 'tasa_fuerza_lateral_norm'
};

```

```

% Llenar la celda de resultados
celda_resultados = {numero_sujeto, archivo, masa_sujeto,
Contact_time, Time_of_braking_phase,
Time_of_propulsive_phase,
Time_between_Fxpeakbraking_and_Fxpeakpropulsive,
Time_of_weight_acceptance, Time_of_weight_lifting,
TimeFz_peak_weight_acceptance_and_lifting,
RelativeTime_of_braking_phase,
RelativeTime_of_propulsive_phase,
RelTime_between_Fxpeakbraking_and_Fxpeakpropulsive,

```

```

RelativeTime_of_weight_acceptance,
RelativeTime_of_weight_lifting,
RelTimeFz_peak_weight_acceptance_and_lifting,
min_Fx_braking, max_Fx_propulsive , max_Fy_contact,
max_Fz_weight_acceptance, min_Fz_contact,
max_Fz_weight_lifting, min_Fx_braking_norm,
max_Fx_propulsive_norm, max_Fy_contact_norm,
max_Fz_weight_acceptance_norm, min_Fz_contact_norm,
max_Fz_weight_lifting_norm, impulso_Fx, impulso_Fy,
impulso_Fz, impulso_braking, impulso_propulsive,
impulso_weight_acceptance, impulso_weight_lifting,
impulsototFXconsuma, impulsototFzconsuma,
impulso_Fx_norm, impulsototFXconsum_norm,
impulso_Fy_norm, impulso_Fz_norm,
impulsototFzconsum_norm, impulso_braking_norm,
impulso_propulsive_norm, impulso_weight_acceptance_norm,
impulso_weight_lifting_norm,
tasa_fuerza_vertical_impacto,
tasa_fuerza_frenado,tasa_fuerza_lateral,tasa_fuerza_vert
ical_impacto_norm,
tasa_fuerza_frenado_norm,tasa_fuerza_lateral_norm };

        % Crear un nombre de archivo basado en el
código de archivo
nombre_archivo = ['resultados_', archivo, '.xlsx'];

% Escribir la celda de resultados en un archivo Excel
writecell([encabezado; celda_resultados],
nombre_archivo);

disp(['Los resultados se han exportado exitosamente a
"', nombre_archivo, '".']);

```

4.1 CUESTIONARIO PREVIO AL EXPERIMENTO PARA LOS VOLUNTARIOS EN EL ESTUDIO DE SEÑALES DE EMG.

Día y hora de experimento			
Condiciones	Temp.	Pres.	Hum.
Número de voluntario			
Nombre			
Edad			
Altura			
Masa			
Pie hábil			
Posición de Juego			
Fumador	No/SI (frecuencia)		
Lesión en últimos seis meses	No/Si (cual)		
Horas sueño noche anterior			
Tiempo desde ultima comida			
Consumió alcohol u otra droga social			
Ultima actividad física/ cuando			
Cuestionario de bienestar (Wellness):	Calidad del sueño: Stress: Fatiga: Dolor muscular:		
Percepción de Fatiga			
Observaciones del experimento			

4.2 SCRIPT UTILIZADO PARA EL CÁLCULO DE LOS PARÁMETROS DE EMG.

```
% Esta rutina carga datos de EMG y acelerómetros y
permite calcular las
% secuencias de activación durante el paso previo y el
que incluye al
% cambio de dirección

%PRIMERA PARTE CARGA Y DEFINICIONES

clear;
close all;
clc;

% Crear una ventana de diálogo para ingresar el número
de filas a saltar
prompt = 'Ingrese el número de filas a saltar
(encabezado):';
dlgtitle = 'Entrada de Datos';
dims = [1 44]; % [filas, columnas] para el cuadro de
entrada
definput = {'1'}; % Valor predeterminado (por ejemplo,
1)
filaInicioIngresada = inputdlg(prompt, dlgtitle, dims,
definput);

% Comprobar si el usuario ingresó un valor y convertirlo
a un número
if ~isempty(filaInicioIngresada)
    filaInicio = str2double(filaInicioIngresada{1});
    if isnan(filaInicio)
        % El usuario no ingresó un número válido
        msgbox('El valor ingresado no es válido. Ingrese
un número.', 'Error', 'error');
    else
        % El usuario ingresó un número válido
        % Cargar los datos desde el archivo CSV y saltar
las filas especificadas
        [filename, pathname] = uigetfile('*.csv',
'MultiSelect', 'on');
        filename = char(filename);
```

```

        % Verificar si se seleccionó un solo archivo o
múltiples
        if ischar(filename)
            data = readmatrix(fullfile(pathname,
filename), 'NumHeaderLines', filaInicio);
        else
            data = []; % Inicializar una matriz vacía
para almacenar los datos
            for i = 1:numel(filename)
                tempData = readmatrix(fullfile(pathname,
filename{i}), 'NumHeaderLines', filaInicio);
                data = [data; tempData]; % Concatenar
los datos de múltiples archivos
            end
        end

        % Continúa con el procesamiento de "data" como
sea necesario
        disp('Encabezado eliminado. Ahora puedes
continuar con el procesamiento de los datos.');
```

end

```

else
    % El usuario canceló la entrada de datos
    disp('Entrada de datos cancelada.');
```

end

```

% Definir la frecuencia de muestreo y las columnas de
aceleraciones y EMG
fmuestreoac = 148; % Hz (0.0068 segundos de intervalo
para datos de acelerometría)
fmuestreoemg = 1259; % Hz (0.0008 segundos de intervalo
para EMG)

% Extraer las columnas de interés
EMGSO = data(:, 2);
EMGGA = data(:, 10);
EMGTA = data(:, 12);
EMGBF = data(:, 20);
EMGVL = data(:, 22);
EMGRF = data(:, 24);
EMGAL = data(:, 26);
EMGmed = data(:, 28);
EMGOI = data(:, 38);
EMGOE = data(:, 40);
```

```

tiempoEMG = data(:, 1); % Tiempo para EMG

tiempoAC = data(:, 3); % Tiempo para Acelerometro

acxl = data(:, 14);
acyl = data(:, 16);
aczl = data(:, 18);
acxr = data(:, 32);
acyr = data(:, 34);
aczr = data(:, 36);

% Verificar y limpiar datos NaN e Inf en las columnas de
acelerómetros
acxl(~isfinite(acxl)) = 0;
acyl(~isfinite(acyl)) = 0;
aczl(~isfinite(aczl)) = 0;
acxr(~isfinite(acxr)) = 0;
acyr(~isfinite(acyr)) = 0;
aczr(~isfinite(aczr)) = 0;
tiempoAC(~isfinite(tiempoAC)) = 0;

% Parámetros del filtro Butterworth para acelerómetros
Fc = 5; % Frecuencia de corte en Hz
N = 4; % Orden del filtro

% Diseño del filtro Butterworth
[b, a] = butter(N, Fc/(fmuestreoac/2), 'low'); % Filtro
pasa bajo

% Aplicación del filtro a los datos de acelerómetro en Y
(lado izquierdo y derecho)
acyl_filtrada = filter(b, a, acyl);
acyr_filtrada = filter(b, a, acyr);

%SEGUNDA PARTE DEFINICIÓN DE EVENTOS

% Graficar datos de acelerómetro vertical con en ambas
piernas en el rango de tiempo seleccionado
figure;

% Verificar longitud de datos antes de graficar
if length(tiempoAC) == length(acyl_filtrada) &&
length(tiempoAC) == length(acyr_filtrada)

```

```

        plot(tiempoAC, acyl_filtrada, 'b', 'DisplayName',
'Acelerómetro Izquierdo');
        hold on;
        plot(tiempoAC, acyr_filtrada, 'r', 'DisplayName',
'Acelerómetro Derecho');
        xlabel('Tiempo (s)');
        ylabel('Amplitud');
        title('Datos del Acelerómetro en Vertical (Izquierdo
y Derecho)');
        legend;
        grid on;
    else
        disp('Error: Los vectores de tiempo y datos de
acelerómetro tienen longitudes diferentes.');
```

end

```

% Permitir al usuario seleccionar tres puntos
disp('Por favor, seleccione tres puntos de contacto en
la gráfica.');
```

[x, y] = ginput(3);

```

% Marcar los puntos seleccionados en la gráfica
plot(x, y, 'ko', 'MarkerFaceColor', 'k');
```

```

% Mostrar tiempos de contacto seleccionados
disp('Tiempos de contacto seleccionados (s):');
```

disp(x);

```

% Añadir líneas verticales en los puntos seleccionados
for i = 1:length(x)
    line([x(i) x(i)], ylim, 'Color', 'k', 'LineStyle',
'--');
```

end

```

% Paso 1: Nombrar los valores de tiempo seleccionados
t1 = x(1);
t2 = x(2);
t3 = x(3);

% Paso 2: Encontrar el valor de tiempoEMG más cercano a
t1, t2, y t3
[~, idx_t1] = min(abs(tiempoEMG - t1));
[~, idx_t2] = min(abs(tiempoEMG - t2));
[~, idx_t3] = min(abs(tiempoEMG - t3));
```

```

% Obtener los valores cercanos
valor_cercano_t1 = tiempoEMG(idx_t1);
valor_cercano_t2 = tiempoEMG(idx_t2);
valor_cercano_t3 = tiempoEMG(idx_t3);

% Mostrar los resultados
fprintf('El valor más cercano a t1 (%.2f) es %.2f en el
índice %d\n', t1, valor_cercano_t1, idx_t1);
fprintf('El valor más cercano a t2 (%.2f) es %.2f en el
índice %d\n', t2, valor_cercano_t2, idx_t2);
fprintf('El valor más cercano a t3 (%.2f) es %.2f en el
índice %d\n', t3, valor_cercano_t3, idx_t3);

% Definir los períodos de tiempo
% Paso 1: entre t1 y t2
periodo_paso1 =
tiempoEMG(idx_t1):1/fmuestreoemg:tiempoEMG(idx_t2);
% Paso 2: entre t2 y t3
periodo_paso2 =
tiempoEMG(idx_t2):1/fmuestreoemg:tiempoEMG(idx_t3);
% Ciclo: entre t1 y t3
periodo_ciclo =
tiempoEMG(idx_t1):1/fmuestreoemg:tiempoEMG(idx_t3);

% Graficar los datos y los períodos definidos
figure;
% Graficar datos de EMG para visualización
plot(tiempoEMG, EMGSO, 'k', 'DisplayName', 'EMG SO');
hold on;

% Marcar los períodos en la gráfica
fill([periodo_paso1, flip(periodo_paso1)],
[zeros(size(periodo_paso1)),
max(EMGSO)*ones(size(periodo_paso1))], 'r', 'FaceAlpha',
0.2, 'DisplayName', 'Paso 1');
fill([periodo_paso2, flip(periodo_paso2)],
[zeros(size(periodo_paso2)),
max(EMGSO)*ones(size(periodo_paso2))], 'g', 'FaceAlpha',
0.2, 'DisplayName', 'Paso 2');
fill([periodo_ciclo, flip(periodo_ciclo)],
[zeros(size(periodo_ciclo)),
max(EMGSO)*ones(size(periodo_ciclo))], 'b', 'FaceAlpha',
0.2, 'DisplayName', 'Ciclo');

```

```

% Añadir líneas verticales en los puntos seleccionados
for i = 1:length(x)
    line([x(i) x(i)], ylim, 'Color', 'k', 'LineStyle',
'--');
end

xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Amplitud EMG');
title('Datos de EMG con Períodos Definidos');
legend('EMG SO', 'Paso 1', 'Paso 2', 'Ciclo');
grid on;
hold off;

% Calcular las duraciones en segundos
duracion_paso1 = valor_cercano_t2 - valor_cercano_t1;
duracion_paso2 = valor_cercano_t3 - valor_cercano_t2;
duracion_ciclo = valor_cercano_t3 - valor_cercano_t1;

% Calcular el porcentaje de cada paso dentro del ciclo
porcentaje_paso1 = (duracion_paso1 / duracion_ciclo) *
100;
porcentaje_paso2 = (duracion_paso2 / duracion_ciclo) *
100;

% TERCERA PARTE DEL script proceso delas señales de EMG

% Definir los parámetros para el procesamiento de
señales
f_offsetSO = mean(EMGSO); % Calcular el offset como el
promedio de la señal
f_offsetGA = mean(EMGGA);
f_offsetTA = mean(EMGTA);
f_offsetBF = mean(EMGBF);
f_offsetVL = mean(EMGVL);
f_offsetRF = mean(EMGRF);
f_offsetAL = mean(EMGAL);
f_offsetGmed = mean(EMGmed);
f_offsetOI = mean(EMGOI);
f_offsetOE = mean(EMGOE);

% Quitar el offset

EMGSO_offset = EMGSO - f_offsetSO;
EMGGA_offset = EMGGA - f_offsetGA;

```

```

EMGTA_offset = EMGTA - f_offsetTA;
EMGBF_offset = EMGBF - f_offsetBF;
EMGVL_offset = EMGVL - f_offsetVL;
EMGRF_offset = EMGRF - f_offsetRF;
EMGAL_offset = EMGAL - f_offsetAL;
EMGmed_offset = EMGmed - f_offsetGmed;
EMGOI_offset = EMGOI - f_offsetOI;
EMGOE_offset = EMGOE - f_offsetOE;

% Rectificación de la señal
EMGSO_rectificada = abs(EMGSO_offset);
EMGGA_rectificada = abs(EMGGA_offset);
EMGTA_rectificada = abs(EMGTA_offset);
EMGBF_rectificada = abs(EMGBF_offset);
EMGVL_rectificada = abs(EMGVL_offset);
EMGRF_rectificada = abs(EMGRF_offset);
EMGAL_rectificada = abs(EMGAL_offset);
EMGmed_rectificada = abs(EMGmed_offset);
EMGOI_rectificada = abs(EMGOI_offset);
EMGOE_rectificada = abs(EMGOE_offset);

% Parámetros para el filtro pasa banda Butterworth
Fc_low = 20; % Frecuencia de corte baja en Hz
Fc_high = 500; % Frecuencia de corte alta en Hz
[b_pasa_banda, a_pasa_banda] = butter(4, [Fc_low
Fc_high] / (fmuestreoemg / 2), 'bandpass');

% Aplicar el filtro pasa banda a la señal rectificada
EMGSO_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGSO_rectificada);
EMGGA_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGGA_rectificada);
EMGTA_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGTA_rectificada);
EMGBF_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGBF_rectificada);
EMGVL_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGVL_rectificada);
EMGRF_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGRF_rectificada);
EMGAL_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGAL_rectificada);
EMGmed_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGmed_rectificada);

```

```

EMGOI_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGOI_rectificada);
EMGOE_filtrada_pasa_banda = filter(b_pasa_banda,
a_pasa_banda, EMGOE_rectificada);

% Parámetros para suavizado RMS
ventana_ms = 50; % Duración de la ventana en
milisegundos
ventana_s = ventana_ms / 1000; % Convertir la ventana a
segundos
num_muestras = round(ventana_s * fmuestreoemg); % Número
de muestras en la ventana

% Calcular el suavizado RMS
EMGSO_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGSO_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGGA_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGGA_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGTA_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGTA_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGBF_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGBF_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGVL_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGVL_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGRF_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGRF_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGAL_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGAL_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGmed_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGmed_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGOI_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGOI_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));
EMGOE_suavizada_rms =
sqrt(movmean(EMGOE_filtrada_pasa_banda.^2,
num_muestras));

```

```

% Graficar una señal mostrando todos los pasos para
agregar en
% métodos ( ej Músculo sóleo)
figure;
subplot(4, 1, 1);
plot(tiempoEMG, EMGSO);
title('Señal EMG Original');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Amplitud');

subplot(4, 1, 2);
plot(tiempoEMG, EMGSO_offset);
title('EMG Sin Offset');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Amplitud');

subplot(4, 1, 3);
plot(tiempoEMG, EMGSO_rectificada);
title('EMG Rectificada');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Amplitud');

subplot(4, 1, 4);
plot(tiempoEMG, EMGSO_suavizada_rms);
title('EMG Suavizada con RMS (Ventana de 50 ms)');
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Amplitud');

% Ajustar los gráficos
linkaxes(findall(gcf, 'type', 'axes'), 'x'); %
Sincronizar ejes x

%Recortes de las señales por paso y período

% Encuentra los índices correspondientes a periodo_paso1
y periodo paso 2 en el tiempo de EMG
idx_pasol = tiempoEMG >= periodo_pasol(1) & tiempoEMG <=
periodo_pasol(end);
idx_paso2 = tiempoEMG >= periodo_paso2(1) & tiempoEMG <=
periodo_paso2(end);
idx_ciclo = tiempoEMG >= periodo_ciclo(1) & tiempoEMG <=
periodo_ciclo(end);

```

```
% Recorta los datos de todos los músculos y tiempo para el paso 1
```

```
tiempo_paso1 = tiempoEMG(idx_paso1);  
EMGSO_paso1 = EMGSO_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGGA_paso1 = EMGGA_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGTA_paso1 = EMGTA_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGBF_paso1 = EMGBF_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGVL_paso1 = EMGVL_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGRF_paso1 = EMGRF_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGAL_paso1 = EMGAL_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGmed_paso1 = EMGmed_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGOI_paso1 = EMGOI_suavizada_rms(idx_paso1);  
EMGOE_paso1 = EMGOE_suavizada_rms(idx_paso1);
```

```
% Recorta los datos de todos los músculos y tiempo para el paso 2
```

```
tiempo_paso2 = tiempoEMG(idx_paso2);  
EMGSO_paso2 = EMGSO_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGGA_paso2 = EMGGA_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGTA_paso2 = EMGTA_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGBF_paso2 = EMGBF_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGVL_paso2 = EMGVL_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGRF_paso2 = EMGRF_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGAL_paso2 = EMGAL_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGmed_paso2 = EMGmed_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGOI_paso2 = EMGOI_suavizada_rms(idx_paso2);  
EMGOE_paso2= EMGOE_suavizada_rms(idx_paso2);
```

```
% Recorta los datos de todos los músculos y tiempo para el ciclo
```

```
tiempo_ciclo = tiempoEMG(idx_ciclo);  
EMGSO_ciclo = EMGSO_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGGA_ciclo = EMGGA_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGTA_ciclo = EMGTA_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGBF_ciclo = EMGBF_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGVL_ciclo = EMGVL_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGRF_ciclo = EMGRF_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGAL_ciclo = EMGAL_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGmed_ciclo = EMGmed_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGOI_ciclo= EMGOI_suavizada_rms(idx_ciclo);  
EMGOE_ciclo= EMGOE_suavizada_rms(idx_ciclo);
```

```
% Calcular el valor máximo de las señales EMG del paso 1  
para luego
```

```
% normalizar
```

```
EMGSOm = max(EMGSO_paso1);  
EMGGAm = max(EMGGA_paso1);  
EMGTAm = max(EMGTA_paso1);  
EMGBFm = max(EMGBF_paso1);  
EMGVLM = max(EMGVL_paso1);  
EMGRFm = max(EMGRF_paso1);  
EMGALm = max(EMGAL_paso1);  
EMGmedm = max(EMGmed_paso1);  
EMGOIm = max(EMGOI_paso1);  
EMGOEm = max(EMGOE_paso1);
```

```
% Normalizar las señales en el paso 1
```

```
EMGSO_paso1_norm = EMGSO_paso1 / EMGSOm;  
EMGGA_paso1_norm = EMGGA_paso1 / EMGGAm;  
EMGTA_paso1_norm = EMGTA_paso1 / EMGTAm;  
EMGBF_paso1_norm = EMGBF_paso1 / EMGBFm;  
EMGVL_paso1_norm = EMGVL_paso1 / EMGVLM;  
EMGRF_paso1_norm = EMGRF_paso1 / EMGRFm;  
EMGAL_paso1_norm = EMGAL_paso1 / EMGALm;  
EMGmed_paso1_norm = EMGmed_paso1 / EMGmedm;  
EMGOI_paso1_norm = EMGOI_paso1 / EMGOIm;  
EMGOE_paso1_norm = EMGOE_paso1 / EMGOEm;
```

```
% Normalizar las señales en el paso 2
```

```
EMGSO_paso2_norm = EMGSO_paso2 / EMGSOm;  
EMGGA_paso2_norm = EMGGA_paso2 / EMGGAm;  
EMGTA_paso2_norm = EMGTA_paso2 / EMGTAm;  
EMGBF_paso2_norm = EMGBF_paso2 / EMGBFm;  
EMGVL_paso2_norm = EMGVL_paso2 / EMGVLM;  
EMGRF_paso2_norm = EMGRF_paso2 / EMGRFm;  
EMGAL_paso2_norm = EMGAL_paso2 / EMGALm;  
EMGmed_paso2_norm = EMGmed_paso2 / EMGmedm;  
EMGOI_paso2_norm = EMGOI_paso2 / EMGOIm;  
EMGOE_paso2_norm = EMGOE_paso2 / EMGOEm;
```

```
% Normalizar las señales en el ciclo
```

```
EMGSO_ciclo_norm = EMGSO_ciclo / EMGSOm;  
EMGGA_ciclo_norm = EMGGA_ciclo / EMGGAm;  
EMGTA_ciclo_norm = EMGTA_ciclo / EMGTAm;  
EMGBF_ciclo_norm = EMGBF_ciclo / EMGBFm;  
EMGVL_ciclo_norm = EMGVL_ciclo / EMGVLM;
```

```

EMGRF_ciclo_norm = EMGRF_ciclo / EMGRFm;
EMGAL_ciclo_norm = EMGAL_ciclo / EMGALm;
EMGmed_ciclo_norm = EMGmed_ciclo / EMGmedm;
EMGOI_ciclo_norm = EMGOI_ciclo / EMGOIm;
EMGOE_ciclo_norm = EMGOE_ciclo / EMGOEm;

% normalizacion temporal
num_puntos_ciclo = length(EMGSO_ciclo_norm);

% Calcular el tiempo de ciclo normalizado
tiempo_ciclo_normalizado = linspace(0, 100,
num_puntos_ciclo);

% Graficos de musculos implicados en el apoyo y
propulsión

% Calcular el porcentaje del ciclo para el inicio del
paso 2
inicio_paso2_tiempo = tiempo_paso2(1);
tiempo_ciclo_inicio_paso2 = tiempo_ciclo(tiempo_ciclo ==
inicio_paso2_tiempo);

% Si el tiempo de inicio del paso 2 está dentro del
ciclo
if ~isempty(tiempo_ciclo_inicio_paso2)
    % Calcular el porcentaje de ciclo
    porcentaje_inicio_paso2 = (find(tiempo_ciclo ==
inicio_paso2_tiempo) - 1) / (num_puntos_ciclo - 1) *
100;
else
    porcentaje_inicio_paso2 = NaN;
end

% Graficar las actividades musculares normalizadas vs
tiempo de ciclo
% normalizado en gráficos separados para músculos
implicados en el apoyo y
% propulsión

figure;
sgtitle('Músculos Implicados en el Apoyo y Propulsión');
% Encabezado para el grupo

% Gráfico para el Sóleo

```

```

subplot(3, 1, 1);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGSO_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Sóleo');
grid on;
hold off;

% Gráfico para el Gastrocnemio
subplot(3, 1, 2);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGGA_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Gastrocnemio');
grid on;
hold off;

% Gráfico para el Bíceps Femoral
subplot(3, 1, 3);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGBF_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Bíceps Femoral');
grid on;
hold off;

```

```

% Graficar las actividades musculares normalizadas vs
tiempo de ciclo normalizado en
% gráficos separados para músculos implicados en el
soporte y estabilización

figure;
sgtitle('Músculos Implicados en el Soporte y
Estabilización'); % Encabezado para el grupo

% Gráfico para el Tibial Anterior
subplot(3, 1, 1);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGTA_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Tibial Anterior');
grid on;
hold off;

% Gráfico para el Glúteo Medio
subplot(3, 1, 2);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGmed_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Glúteo Medio');
grid on;
hold off;

% Gráfico para los Aductores Laterales
subplot(3, 1, 3);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGAL_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)

```

```

        xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada de los Aductores
Laterales');
grid on;
hold off;

% Graficar las actividades musculares normalizadas vs
tiempo de ciclo normalizado
% en gráficos separados para los músculos implicados en
impulso y flexión

figure;
sgtitle('Músculos Implicados en Impulso y Flexión'); %
Encabezado para el grupo

% Gráfico para el Recto Femoral
subplot(2, 1, 1);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGRF_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Recto Femoral');
grid on;
hold off;

% Gráfico para el Vasto Lateral
subplot(2, 1, 2);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGVL_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end

```

```

xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Vasto Lateral');
grid on;
hold off;

% Graficar las actividades musculares normalizadas vs
tiempo de ciclo normalizado
% en gráficos separados para los músculos implicados en
control y
% estabilización del tronco

figure;
sgtitle('Músculos Implicados en Control y Estabilización
del Tronco'); % Encabezado para el grupo

% Gráfico para el Oblicuo Interno
subplot(2, 1, 1);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGOI_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Oblicuo Interno');
grid on;
hold off;

% Gráfico para el Oblicuo Externo
subplot(2, 1, 2);
plot(tiempo_ciclo_normalizado, EMGOE_ciclo_norm, 'k');
hold on;
if ~isnan(porcentaje_inicio_paso2)
    xline(porcentaje_inicio_paso2, 'r--', 'Inicio Paso
2', 'LabelHorizontalAlignment', 'left',
'LabelVerticalAlignment', 'bottom');
end
xlabel('Tiempo Normalizado del Ciclo (%)');
ylabel('Activación Normalizada');
title('Activación Normalizada del Oblicuo Externo');
grid on;

```

```

hold off;

% ULTIMA PARTE CÁLCULO DE VARIABLES

% Primero, convertimos el porcentaje de inicio del paso
2 en índice
indice_inicio_paso2 = find(tiempo_ciclo_normalizado >=
porcentaje_inicio_paso2, 1);

% Define los índices para los dos periodos
indice_inicio_periodo1 = 1;
indice_fin_periodo1 = indice_inicio_paso2 - 1;
indice_inicio_periodo2 = indice_inicio_paso2;
indice_fin_periodo2 = length(tiempo_ciclo_normalizado);

% Para cada señal, calcula los máximos y sus momentos en
cada periodo

% Para el Sóleo

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1SO, max_ind_periodo1SO] =
max(EMGSO_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1SO - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_SO =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2SO, max_ind_periodo2SO] =
max(EMGSO_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2SO - 1;

```

```

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_SO =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxSO_paso1 = max_val_periodo1SO;
tmaxSO_paso1 = momento_max_periodo1_SO;
maxSO_paso2 = max_val_periodo2SO;
tmaxSO_paso2 = momento_max_periodo2_SO;

% Para el Gastrocnemio

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1GA, max_ind_periodo1GA] =
max(EMGGA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1GA - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_GA =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2GA, max_ind_periodo2GA] =
max(EMGGA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2GA - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado

```

```

momento_max_periodo2_GA =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxGA_paso1 = max_val_periodo1GA;
tmaxGA_paso1 = momento_max_periodo1_GA;
maxGA_paso2 = max_val_periodo2GA;
tmaxGA_paso2 = momento_max_periodo2_GA;

% Para el Tibial anterior

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1TA, max_ind_periodo1TA] =
max(EMGTA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1TA - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_TA =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2TA, max_ind_periodo2TA] =
max(EMGTA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2TA - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_TA =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

```

```

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxTA_paso1 = max_val_periodes1TA;
tmaxTA_paso1 = momento_max_periodes1_TA;
maxTA_paso2 = max_val_periodes2TA;
tmaxTA_paso2 = momento_max_periodes2_TA;

% Para el Biceps Femoral

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodes1BF, max_ind_periodes1BF] =
max(EMGBF_ciclo_norm(indice_inicio_periodes1:indice_fin_p
eriodes1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodes1_global = indice_inicio_periodes1 +
max_ind_periodes1BF - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodes1_BF =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodes1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodes2BF, max_ind_periodes2BF] =
max(EMGBF_ciclo_norm(indice_inicio_periodes2:indice_fin_p
eriodes2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodes2_global = indice_inicio_periodes2 +
max_ind_periodes2BF - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodes2_BF =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodes2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

```

```

maxBF_paso1 = max_val_periodo1BF;
tmaxBF_paso1 = momento_max_periodo1_BF;
maxBF_paso2 = max_val_periodo2BF;
tmaxBF_paso2 = momento_max_periodo2_BF;

% Para el Vasto lateral

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1VL, max_ind_periodo1VL] =
max(EMGVL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1VL - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_VL =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2VL, max_ind_periodo2VL] =
max(EMGVL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2VL - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_VL =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxVL_paso1 = max_val_periodo1VL;
tmaxVL_paso1 = momento_max_periodo1_VL;

```

```

maxVL_paso2 = max_val_periodo2VL;
tmaxVL_paso2 =momento_max_periodo2_VL;

% Para el Recto Femoral

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1RF, max_ind_periodo1RF] =
max(EMGRF_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1RF - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_RF =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2RF, max_ind_periodo2RF] =
max(EMGRF_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2RF - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_RF =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxRF_paso1 = max_val_periodo1RF;
tmaxRF_paso1 = momento_max_periodo1_RF;
maxRF_paso2 = max_val_periodo2RF;
tmaxRF_paso2 =momento_max_periodo2_RF;

```

```

% Para el Aductor largo

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1AL, max_ind_periodo1AL] =
max(EMGAL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1AL - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_AL =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2AL, max_ind_periodo2AL] =
max(EMGAL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2AL - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_AL =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxAL_paso1 = max_val_periodo1AL;
tmaxAL_paso1 = momento_max_periodo1_AL;
maxAL_paso2 = max_val_periodo2AL;
tmaxAL_paso2 = momento_max_periodo2_AL;

% Para el Gluteo med

```

```

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1Gmed, max_ind_periodo1Gmed] =
max(EMGmed_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_
periodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1Gmed - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_Gmed =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2Gmed, max_ind_periodo2Gmed] =
max(EMGmed_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_
periodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2Gmed - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_Gmed =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxGmed_paso1 = max_val_periodo1Gmed;
tmaxGmed_paso1 = momento_max_periodo1_Gmed;
maxGmed_paso2 = max_val_periodo2Gmed;
tmaxGmed_paso2 = momento_max_periodo2_Gmed;

% Para el Oblicuo interno

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo

```

```

[max_val_periodo1OI, max_ind_periodo1OI] =
max(EMGOI_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1OI - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_OI =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2OI, max_ind_periodo2OI] =
max(EMGOI_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2OI - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_OI =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxOI_paso1 = max_val_periodo1OI;
tmaxOI_paso1 = momento_max_periodo1_OI;
maxOI_paso2 = max_val_periodo2OI;
tmaxOI_paso2 =momento_max_periodo2_OI;

% Para el Oblicuo externo

% Encontrar el máximo valor y su índice en el primer
periodo
[max_val_periodo1OE, max_ind_periodo1OE] =
max(EMGOE_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_p
eriodo1));

```

```

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo1_global = indice_inicio_periodo1 +
max_ind_periodo1OE - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo1_OE =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo1_global);

% Encontrar el máximo valor y su índice en el segundo
periodo
[max_val_periodo2OE, max_ind_periodo2OE] =
max(EMGOE_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_p
eriodo2));

% Ajustar el índice para obtener el índice global
indice_max_periodo2_global = indice_inicio_periodo2 +
max_ind_periodo2OE - 1;

% Calcular el tiempo correspondiente en el ciclo
normalizado
momento_max_periodo2_OE =
tiempo_ciclo_normalizado(indice_max_periodo2_global);

%Redefiniciones de variables para incluir en la matriz
de resultados con
%otros nombres

maxOE_paso1 = max_val_periodo1OE;
tmaxOE_paso1 = momento_max_periodo1_OE;
maxOE_paso2 = max_val_periodo2OE;
tmaxOE_paso2 = momento_max_periodo2_OE;

% Calculos del área bajo la curva (integral) para cada
señal en los dos periodos

% Para el Sóleo
area_periodo1_SO =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGSO_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));

```

```

area_periodo2_SO =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGSO_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));

% Para el Gastrocnemio
area_periodo1_GA =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGGA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
area_periodo2_GA =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGGA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));

% Para el Bíceps Femoral
area_periodo1_BF =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGBF_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
area_periodo2_BF =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGBF_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));

% Para el Tibial Anterior
area_periodo1_TA =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGTA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
area_periodo2_TA =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGTA_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));

% Para el Glúteo Medio

```

```

area_periodo1_GM =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGmed_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_peri
odo1));
area_periodo2_GM =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGmed_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_peri
odo2));

```

% Para el Aductores Laterales

```

area_periodo1_AL =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGAL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
area_periodo2_AL =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGAL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));

```

% Para el Recto Femoral

```

area_periodo1_RF =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGRF_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
area_periodo2_RF =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGRF_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));

```

% Para el Vasto Lateral

```

area_periodo1_VL =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGVL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
area_periodo2_VL =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),

```

```
EMGVL_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));
```

```
% Para el Oblicuo Interno
```

```
area_periodo1_OI =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGOI_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
```

```
area_periodo2_OI =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGOI_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));
```

```
% Para el Oblicuo Externo
```

```
area_periodo1_OE =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo1:in
dice_fin_periodo1),
EMGOE_ciclo_norm(indice_inicio_periodo1:indice_fin_perio
do1));
```

```
area_periodo2_OE =
trapz(tiempo_ciclo_normalizado(indice_inicio_periodo2:in
dice_fin_periodo2),
EMGOE_ciclo_norm(indice_inicio_periodo2:indice_fin_perio
do2));
```

```
% Crear la tabla
```

```
tabla_resultados = table(...
    duracion_ciclo, duracion_paso1, duracion_paso2, ...
    porcentaje_paso1, porcentaje_paso2, ...
    maxSO_paso1, tmaxSO_paso1, ...
    maxGA_paso1, tmaxGA_paso1, ...
    maxBF_paso1, tmaxBF_paso1, ...
    maxTA_paso1, tmaxTA_paso1, ...
    maxGM_paso1, tmaxGM_paso1, ...
    maxAL_paso1, tmaxAL_paso1, ...
    maxRF_paso1, tmaxRF_paso1, ...
    maxVL_paso1, tmaxVL_paso1, ...
    maxOI_paso1, tmaxOI_paso1, ...
    maxOE_paso1, tmaxOE_paso1, ...
    maxSO_paso2, tmaxSO_paso2, ...
    maxGA_paso2, tmaxGA_paso2, ...
    maxBF_paso2, tmaxBF_paso2, ...
```

```

maxTA_paso2, tmaxTA_paso2, ...
maxGM_paso2, tmaxGM_paso2, ...
maxAL_paso2, tmaxAL_paso2, ...
maxRF_paso2, tmaxRF_paso2, ...
maxVL_paso2, tmaxVL_paso2, ...
maxOI_paso2, tmaxOI_paso2, ...
maxOE_paso2, tmaxOE_paso2, ...
area_periodo1_SO, area_periodo2_SO, ...
area_periodo1_GA, area_periodo2_GA, ...
area_periodo1_TA, area_periodo2_TA, ...
area_periodo1_BF, area_periodo2_BF, ...
area_periodo1_GM, area_periodo2_GM, ...
area_periodo1_AL, area_periodo2_AL, ...
area_periodo1_RF, area_periodo2_RF, ...
area_periodo1_VL, area_periodo2_VL, ...
area_periodo1_OI, area_periodo2_OI, ...
area_periodo1_OE, area_periodo2_OE, ...

```

```

'VariableNames', { ...
    'duracion_ciclo', 'duracion_paso1',
'duracion_paso2', ...
    'porcentaje_paso1', 'porcentaje_paso2', ...
    'maxSO_paso1', 'tmaxSO_paso1', ...
    'maxGA_paso1', 'tmaxGA_paso1', ...
    'maxBF_paso1', 'tmaxBF_paso1', ...
    'maxTA_paso1', 'tmaxTA_paso1', ...
    'maxGM_paso1', 'tmaxGM_paso1', ...
    'maxAL_paso1', 'tmaxAL_paso1', ...
    'maxRF_paso1', 'tmaxRF_paso1', ...
    'maxVL_paso1', 'tmaxVL_paso1', ...
    'maxOI_paso1', 'tmaxOI_paso1', ...
    'maxOE_paso1', 'tmaxOE_paso1', ...
    'maxSO_paso2', 'tmaxSO_paso2', ...
    'maxGA_paso2', 'tmaxGA_paso2', ...
    'maxBF_paso2', 'tmaxBF_paso2', ...
    'maxTA_paso2', 'tmaxTA_paso2', ...
    'maxGM_paso2', 'tmaxGM_paso2', ...
    'maxAL_paso2', 'tmaxAL_paso2', ...
    'maxRF_paso2', 'tmaxRF_paso2', ...
    'maxVL_paso2', 'tmaxVL_paso2', ...
    'maxOI_paso2', 'tmaxOI_paso2', ...
    'maxOE_paso2', 'tmaxOE_paso2', ...
    'area_periodo1_SO', 'area_periodo2_SO', ...

```

```

        'area_periodo1_GA', 'area_periodo2_GA', ...
        'area_periodo1_TA', 'area_periodo2_TA', ...
        'area_periodo1_BF', 'area_periodo2_BF', ...
        'area_periodo1_GM', 'area_periodo2_GM', ...
        'area_periodo1_AL', 'area_periodo2_AL', ...
        'area_periodo1_RF', 'area_periodo2_RF', ...
        'area_periodo1_VL', 'area_periodo2_VL', ...
        'area_periodo1_OI', 'area_periodo2_OI', ...
        'area_periodo1_OE', 'area_periodo2_OE' ...
    });

% Mostrar la tabla
disp(tabla_resultados);

```