RELACIÓN ENTRE LA ESTABILIDAD DINÁMICA UNIPODAL Y LESIONES EN MIEMBROS INFERIORES EN CADETES DE LA ESCUELA MILITAR "GENERAL JOSÉ MARÍA CÓRDOBA" - COLOMBIA.

Universidad del Rosario
Escuela de Medicina y ciencias de la salud
Maestría en Actividad Física y Salud

Alba lucía López Jiménez

Asesor:

Rodrigo Argothy Bucheli

Alba Lucía López Jiménez (E-mail: albal.lopez@urosario.edu.co)
Rodrigo Argothy Bucheli (E-mail: reargothyb@gmail.com)
Universidad del Rosario, Bogotá, D.C, Colombia
Bogotá, 2019

Relación entre la estabilidad dinámica unipodal y lesiones en miembros inferiores en cadetes de la Escuela Militar "General José María Córdoba" Colombia.

Alba Lucía López Jiménez[1], Rodrigo Argothy[1, 2, 3], Jenner Cubides[3], Daniel Cohen[4]

Maestría en Actividad Fisica y Salud, Universidad del Rosario, Bogotá, Colombia[1]. Laboratorio de Biomecánica, Centro de Alto Rendimiento –Coldeportes Colombia[2]. Centro de Estudios de la Actividad Fisica CICFI, Escuela militar de cadetes "General José María Córdova, Bogotá D.C., Colombia.[3] Universidad de Santander (UDES)- Bucaramanga - Colombia[4]

Abstract

Context: The instability of the knee and ankle joints are the main risk factors for injuries of the musculoskeletal system and soft tissues when they are subjected to high training loads, as is the case of the military in initial training. The lower train is subjected to accelerations, decelerations, changes of direction and jumps that involve high loads that must support the most distal and intermediate joints in order to absorb the impacts. The measurement of stability is routinely used to measure the risk factors of injury to the ankles and knee, being the most frequent in military training. **Purpose:** To determine the risk of lower train injury in Colombian military personnel by analyzing the dynamic stability **Methods**: cross-sectional study in a cohort of 124 cadets. Of the participants in the study 87 (70.2%) were men and 37 women (29.8%), with an average weight of 62 ± 9.2 kg, age 18 ± 1 years, height of 1.70 ± 0 ,08 meters, which was admitted in the military school in 2017. The measurement of the unipodal dynamic stability was made by using uniaxial force platform. The variables were measured as a percentage of asymmetry of the dynamic stabilization time (26.24 ± 18,86 %) and percentage of asymmetry of the force peak in the landing (28.59 ± 17.62%). **Results**: Of the total number of subjects, 41 presented lesions in the lower limbs during follow-up, corresponding to 33.1%. The logistic regression model developed to determine the risk factors associated with injuries in lower limbs, presented a significance of the model of P = 0.017, with a probability of success of 70%. The variables: gender (OR 3.928, 95% CI 1.50- 10,250), the percentage of asymmetry of the peak force (OR 1.024, 95% CI 1,00 - 1.041) and the right peak landing force (OR 1.00 95% CI 1,002-1,005 are those that best predict the model. C**onclusions**: There was a small increase in risk associated with higher right peak landing force side and small protective association with higher left side peak landing force. Likewise, gender and dominance of the lower limb are determining factors in the development of injuries under military training. It is premature to conclude whether this test is a valid tool for risk screening.

Keywords: *Dynamic stabilization, military, time to stabilization, ground reaction force, jump, landing, stability.*

INTRODUCCIÓN

La estabilidad dinámica (ED) se define como la habilidad de conservar una condición estable estática sobre una base de sustentación, luego de una transición dinámica (1). Esta habilidad es importante en personas que realizan actividad física ya que no solo repercute en el desempeño de las tareas propias de la actividad físicas sino también en la prevención de lesiones del tren inferior (2). La ED se da como resultado de la información sensorial y respuestas motoras apropiadas de procesos de coordinación central, del sistema vestibular y de las vías somatosensoriales que permite mantener estable las articulaciones en situación de alta demanda (3). La medición de la estabilidad dinámica es crucial para determinar predictores del desempeño, evaluar las lesiones musculoesqueléticas en miembros inferiores, determinar la eficacia del entrenamiento físico, técnicas de rehabilitación y prevención de lesiones a través del estudio de factores de riesgo (4). La medición de la estabilidad se realiza por diferentes test y metodos diseñados para medir las alteraciones que a nivel central o periferico puedan estar modificandolo. Sin embargo en la literatura se encuentran que hay dos formas de medir la estabilidad dinámica las cuales han tenido mayor aceptación desde la evidencia cientifica: La primera es el *Star Excursion Balance test (SEBT*) que se realiza desde una posición estática y su objetivo es mantener el balance al realizar varias excursiones con la extremidad libre (Test de la estrella) y la segunda es mediante el test de *single leg landing* (SLL). Esta última evaluación, es la más objetiva para medir la estabilidad dinámica debido a que se puede medir de forma cuantitativa las fuerzas de reacción del piso (FRP) en el aterrizaje unipodal mediante el uso de plataformas de fuerza, en el que se mide el comportamiento del sistema neuromusculoesquelético en tareas de alta exigencias haciéndolo replicable a los movimientos propios de los atletas en las que con frecuencia se han convertido en un mecanismo de lesión. (5).

El tiempo de estabilización (TE) es una de las variables más usadas en el test de SLL, donde se mide la estabilidad (estática - dinámica) de la articulación de la rodilla (6-12) y/o tobillo (4, 9, 13, 14) en el aterrizaje. Se ha encontrado que entre mayor sea el tiempo de estabilidad requerido para mantener firme la articulación, mayor será el riego de lesión. La inestabilidad articular propia de la fatiga, sobrecargas y altas demandas por impacto son determinantes en el desenlace de lesiones de tejidos blando en el tren inferior (7, 1).

Diferentes áreas que intervienen en la rehabilitación como la medicina deportiva, fisiatría, fisioterapia entre otras, han tenido interés en este tipo de evaluación debido a que es una herramienta diagnóstica y de control en la rehabilitación, donde se puede determinar las alteraciones y riesgo de lesión de rodilla y tobillo mediante la comparación y medición de las fuerzas de reacción del piso (FRP) y él tiempo de estabilización (TE) obtenidos en este (6, 15).

Las lesiones de rodilla y tobillo son comunes en los atletas que realizan actividades que involucran salto, principalmente durante la fase de aterrizaje. Actualmente, se han reportado que entre el 45 – 86% de las lesiones agudas (no contacto) en basquetbol y voleibol ocurren después del salto en la fase de aterrizaje (9, 16). Se ha encontrado que en mujeres deportistas el 70% de las lesiones del ligamento cruzado anterior en rodilla, que ocurren por mecanismos de no contacto, se presentan en acciones de aterrizaje en saltos unipodales, desaceleraciones y cambios de dirección (7, 17).

La población militar ha sido considerada como una de las poblaciones vulnerables a sufrir estos tipos de lesiones, ya que el tipo de entrenamiento físico que realizan, involucran saltos, trote, movimientos con cambio de dirección e impactos fuertes unipodales que hacen que se aumenten las probabilidades de riesgo a lesiones en el tren inferior. La rápida adaptación a las altas cargas incrementa el riesgo de lesión musculoesqueletica (16), donde la incidencia de lesiones oscila entre el 20-59%, de las cuales la rodilla y el tobillo presentan del 10% al 15% de éstas (11).

Estas lesiones musculoesqueleticas son unas de las principales razones por la que el soldado no está listo físicamente ni medicamente para combatir y liderar, debido a la incapacidad que presenta (17). De hecho, las lesiones no combatientes son históricamente la razón más común (85%) de evacuación médica (18). Esta situación genera un impacto negativo que no solo afecta al sujeto lesionado sino al equipo y las instituciones que son las encargadas de asumir los gastos de incapacidad y recuperación (11). La cantidad de días de entrenamiento perdidos por lesiones durante el entrenamiento militar y las posteriores implicaciones financieras relacionadas con los días perdidos han resaltado la necesidad de identificar una herramienta de detección para predecir lesiones entre el personal militar (19).

En Colombia, se han realizado pocos estudios, y los pocos que se encuentran han sido de tipo descriptivo, en los que han estudiado las lesiones derivadas del entrenamiento militar, mostrando la prevalencia de lesiones en miembros inferiores y otros enfocados en la caracterización de la población militar. A pesar de que estas investigaciones están enfocadas en el estudio de las lesiones, aún no han abordado claramente los factores de riesgo que promuevan las lesiones musculoesqueleticas, específicamente en el miembro inferior, ni se han estudiado las variables biomecánicas que miden el impacto de las FRP en los aterrizajes unipodales en población militar (20, 22).

Por lo anterior, el propósito de esta investigación es determinar la relación de la estabilización dinámica y las lesiones musculoesqueleticas en miembro inferiores en militares colombianos, con el fin de determinar las causas que puedan facilitar el descenlace de lesiones musculoesqueléticas a las que estan expuesta esta población militar.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizo un estudio de tipo transversal - prospectivo, realizado en estudiantes de primer semestre de carrera militar (cadetes) de la escuela militar "General José María Córdoba", Colombia realizada en el año 2017. Los criterios de inclusión para la selección de la muestra fueron los siguientes: ingresantes a la escuela militar de cadetes José María Cordova mayores de 18 años, que firmaron consentimiento informado de acuerdo con el comité de ética de la escuela militar. Los criterios de exclusión fueron: antecedentes patológicos, lesiones agudas y dolor en el momento previo a test.

Para determina el tamaño de la muestra, se utilizó la herramienta estadística Epiinfo donde se determinó una frecuencia esperada de lesiones del 40 % con un intervalo de confianza del 95 % y aceptando un error tipo alfa del 5 %; el tamaño ideal de la muestra se determinó en 112 sujetos de investigación. La muestra que se tomó fueron 124 cadetes (87 hombres y 37 mujeres). Para la medición del test de estabilidad dinámica se realizo el test de Wikstrom modificado que consiste en realizar un salto de forma unipodal. Figura 1.

Para la ejecución del salto, los sujetos fueron instruidos para empezar con pies juntos y las manos en la cintura durante todo el movimiento, posteriormente realizar el paso con la pierna que iba hacer evaluada, seguida de otro paso con la pierna contraria, luego saltar un obstáculo (15 cm) y aterrizar sobre el centro de la plataforma con la pierna a evaluar en flexión de rodilla de 90º. Todo, en un movimiento fluido donde al momento de aterrizar, los sujetos debían estar quietos por un periodo de 5 segundos. Se les realizó ensayos previos a la prueba y se registraron 3 ensayos por cada pierna. **Figura 1**.

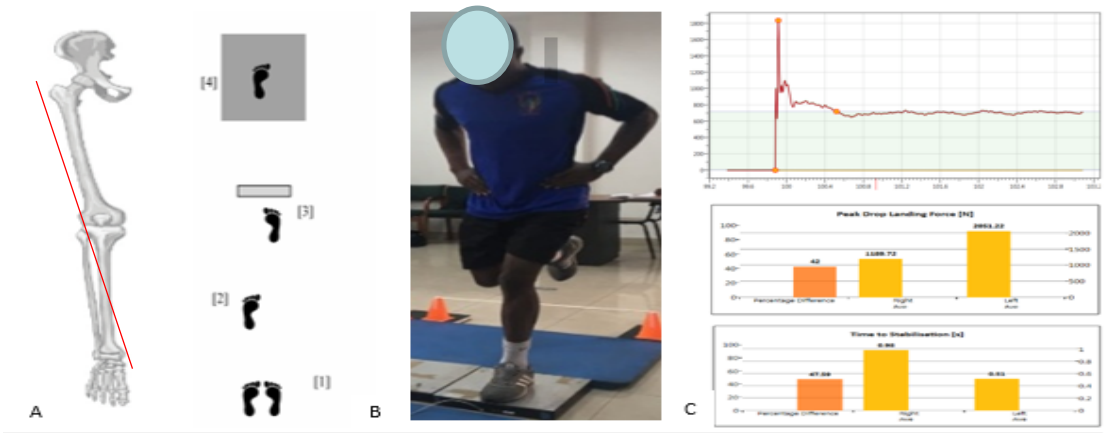

Figura 1. Protocolo de estabilidad dinámica. Se realiza el salto unipodal saltando un obstáculo de 15 cm y la longitud del obstáculo a la plataforma de fuerza es tomada de la longitud en centímetros desde el trocánter mayor del fémur hasta el maléolo interno (A). El participante fue instruido para comenzar en posición estática (1), realiza un paso con la pierna que se va a evaluar (2), seguido del paso con la pierna contraria (3) y posteriormente salta el obstáculo para caer en flexión de rodilla. (4) (B). Se representa la gráfica de fuerza registrada en el software y el análisis de asimetrías de las dos variables del estudio (Pico de fuerza de aterrizaje – Tiempo de estabilización)(C) (13).

Para determinar la distancia en la cual se debia colocar la barrera de 15 cm de altura que debian saltar, se tomo la medida del trocanter mayor hasta el maleolo interno de cada uno de los participantes, donde dicha distancia determinaba la posición de la plataforma respecto a la barrera que debian saltar (13). El test se realizó 3 veces consecutivas, con cada pierna. Los saltos en los que el pie no aterrizaba en el centro de la plataforma; contacto del pie contralateral con el piso; o aterrizaban con el miembro inferior en extensión, fueron anulados.

Para el registro de la fuerza, se utilizó plataformas de fuerza uniaxiales PASCO (PS 2142 – Frecuencia: 500 Hz) que miden la fuerza vertical. Los datos fueron registrados y analizados con el software *force Decks* (23). Las variables de medición del estudio fueron: el tiempo de estabilización (segundos) y el pico de fuerza de aterrizaje (Newtons/Kg), donde se tomó dicho valor por cada pierna y posteriormente se determinó el porcentaje de asimetría al evaluar las variables de pierna derecha y pierna izquierda. Asi mismo, se tuvo en cuenta la medición antropométrica de peso y talla evaluadas con tallímetro y báscula, marca SECA por personal certificado, ISAK.

Es importante mencionar que previo a la prueba, se realizó un calentamiento de 10 minutos que consistió en realizar movilidad articular del tren inferior durante 2 minutos, carrera continua durante 3 minutos en una distancia de 20 metros, luego se realizaron saltos unipodales simulando el test (2 minutos), y por ultimo aceleraciones y desaceleraciones a maxima velocidad (3 minutos) para finalizar el calentamiento. Se esperó un periodo de tiempo de 4 meses de entrenamiento militar básico, para recoger los datos del registro de lesiones de las historias clínicas de los sujetos evaluados que disponen en el dispensario para efectos del presente estudio.

Para realizar el análisis estadístico de los datos se utilizó el *sofware Statical Package For Social Science* (SPSS versión 24.0). Se desarrolló un modelo de regresión logística para determinar el factor de riesgo asociado con lesione de no contacto en miembros inferiores.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO Y RESULTADOS

Los datos fueron obtenidos de la muestra con 124 sujetos; 87 (70,2%) hombres y 37 (29,8%) mujeres. Para este análisis se seleccionó el mejor resultado de las 3 tomas de Tiempo de estabilización del salto con pierna derecha e izquierda y el mejor dato de pico de fuerza de aterrizaje. El promedio y la desviación standard de todas las variables fueron calculados. Se

realizó un análisis univariado para determinar la línea base de los cadetes con respecto a las variables mencionadas en la **tabla 1.**

Tabla 1. Tabla estadísticos descriptivos.

	MEDIA	DESVIACIÓN ESTÁNDAR
BMI (kg/m$^{2)}$	21,25	2,44
TE Izquierda (Seg)	,56	,25
TE derecha (Seg)	,53	,23
% asimetría TE (%)	51,83	64,54
Fuerza pico izquierda (N/kg)	1592,74	463,34
Fuerza pico derecha (N/kg)	1245,91	493,37
% asimetría fuerza pico (%)	48,74	44,33
Diferencia TE (Seg)	,03	,29
Diferencia fuerza pico (N/kg)	346,82	429,44

Des típ: desviación standard. TE, Tiempo de estabilización; I, izquierda; D, derecha; Seg, segundos; Kg/m2, kilogramos /metro cuadrado; N/kg, Newton sobre kilogramo; %, porcentaje.

Se compararon los datos por la variable lesión a través de un análisis bivariado, determinando la distribución normal de los datos mediante la prueba de Kolmogorov Smirnov (talla, peso, diferencia Izquierda/derecha TTS, diferencia pico de fuerza Izquierda/derecha, porcentaje de asimetría de pico de fuerza e IMC), mientras que el resto de las variables al presentar una distribución No normal de los dato, se corrieron pruebas No paramétricas para poder compararlas con la variable lesión (**tabla 2**). La comparación de las variables de estudio con la variable de desenlace no mostró diferencias estadísticas excepto la variable Diferencias de Fuerza pico, fue la única que presento diferencia estadística ($p < 0,05$).

Tabla 2. Tabla de comparación de las variables de estabilización dinámica con la variable lesión.

Variable	LESIONES					
	SIN LESIÓN			LESIÓN		
	Media	Des típ	Mediana	Media	Des típ	Mediana
IMC (p 0,61)	21,33	2,57	21,15	21,09	2,16	20,90
TE Izq (p 0,67)	0,59	0,27	0,50	0,50	,19	0,47
TE Der (p 0,82)	0,52	0,22	0,46	0,53	,25	0,50
% de asimetría TE (p 0,82)	52,71	74,04	24,00	50,02	39,15	46,00
Fuerza pico Izq (p 0,38)	1617,96	473,71	1511,50	1541,05	442,50	1483,00
Fuerza pico der (p 0,24)	1210,26	485,32	1148,50	1318,95	507,65	1282,00
% Asimetría FP(p 0,84)	48,21	38,76	39,50	49,83	54,53	19,00
Diferencia en TE (p 077)	0,6	30	00	-,04	0,25	00
Diferencias FP (p 0,04)*	407,70	370,27	411,00	222,10	523,31	213

*$p < 0,05$. Variables: IMC, índice de masa corporal; TE, tiempo de estabilización; Izq, izquierda; Der, derecha; %, porcentaje; FP, fuerza pico

Del total de sujetos, 44 presentaron lesiones en las extremidades inferiores durante el seguimiento, lo que corresponde al 33,1% de la población evaluada. El 48% de la población femenina presento lesión **(Tabla 3)**. Las lesiones más frecuentes se ubicaron en pierna, que corresponde al diagnóstico de periostitis o síndrome de estrés tibial (12%), tendinitis de rodilla (9,7%) y esguince de tobillo (4%). Asimismo, anteriores estudios realizados en la escuela militar han mostrado datos similares en cuanto al tipo de lesión que prevalece en miembros inferiores. (**Tabla 4**).

Tabla 3. Tabla descriptiva de la variable género comparada con la variable lesión.

Genero	LESIONES			
	SIN LESIÓN		LESIÓN	
	Recuento	%	Recuento	%
Femenino	19	51,4	18	48,6
Masculino	65	73,9	23	26,1

Tabla 4. Tabla descriptiva del sitio de lesión.

SITIO DE LESIÓN	FRECUENCIA	PORCENTAJE
Sin lesión	83	66,9
Pie	2	1,6
Tobillo	5	4,0
Pierna	16	12,9
Rodilla	12	9,7
Muslo	1	,8
Cadera	2	1,6
Columna	2	1,6
Hombro	1	,8
Total	124	100,0

El modelo de regresión logística desarrollado para determinar los factores de riesgo asociados con las lesiones en las extremidades inferiores, presentó una significancia del modelo de P = 0.017, con una probabilidad de éxito de predicción de lesionados mayor al 70%. Donde se encontró que realmente quienes tienen mayor probabilidad de predicción de riesgo, son el género, ya que las mujeres presentan 3, 9 veces más probabilidad de presentar lesiones que los hombres (OR 3,9 IC 95% 1.50 – 10.25). Índice de masa corporal (OR 1.02 IC 95% 0.85 - 1.23), Tiempo de estabilización derecha (OR 3,5 IC 95% 0,50 - 24,64), el porcentaje de asimetría del tiempo de estabilización (OR 1.0 IC 95% 0.9 - 1,0), fuerza Pico Derecha (OR

1,0 IC 95% 1,0 – 1,0) y el porcentaje de asimetría de pico de fuerza (OR 1.0, IC 95% 1.0 - 1.0). Siendo estas variables las que mejor predicen el modelo. (**Tabla 5).**

Tabla 5. Resultados del Modelo de regresión logística

VARIABLES	B	SIG.	OR	I.C. 95% PARA OR	
				INFERIOR	SUPERIOR
Genero	1,368	,005	3,928	1,505	10,250
IMC	,027	,773	1,027	,855	1,234
TE Izq	-2,569	,028	,077	,008	,763
TE Der	1,259	,205	3,523	,504	24,647
% asimetría TE	,005	,244	1,005	,997	1,013
Fuerza Pico Izq	-,002	,008	,998	,996	,999
fuerza Pico Der	,004	,000	1,004	1,002	1,005
% asimetría fuerza pico	,024	,004	1,024	1,008	1,041
Constante	-3,334	,129	,036		

Variable(s) introducida(s) en el paso 1: IMC, índice de masa corporal; TE, tiempo de estabilización; Izq, izquierda; D, derecha; %, porcentaje.

DISCUSIÓN

Las lesiones musculo esqueléticas en el medio militar han sido unas de las razones más frecuentes por la cual, los soldados no están listos para desplegarse al terreno (18, 21). Entender los factores de riesgo de la lesión permite no solo la prevención de estas sino del mantenimiento del soldado en las operaciones militares. En el modelo de regresión logística que se presentó en este estudio, se encontraron variables que pueden ser determinantes para asociarlas con el riesgo de lesión en miembros inferiores. Se encontró que largos tiempos de estabilización dinámica derecha y el género son las variables que tienen mayor poder para predecir la aparición o la probabilidad de lesiones del tren inferior. El presente estudio es uno de los primeros estudios en Colombia que evalúa la estabilidad dinámica y las asimetrías asociándolas con lesiones en miembros inferiores en población militar Colombiana.

Otro de los hallazgos que se encontraron con en el modelo de regresión logística fue, que en la variable género, las mujeres tienen 3, 9 veces más la probabilidad de riesgo a lesionarse miembros inferiores que el género masculino durante el aterrizaje, según los resultados de la regresión logística del presente estudio. Aunque hay poca evidencia que esclarece los diferencias biomecánicas entre hombres y mujeres, la literatura refiere que las mujeres son substancialmente más susceptibles a sufrir lesiones de no contacto, entre las que mas incidencia presenta esta la lesión de ligamento cruzado anterior. Una de las diferencias anatómicas que se encuentran, es que las mujeres tienden a presentar un mayor ángulo Q, el cual está asociado con un incremento de la posición de rodilla en valgo (24). Esto a su vez,

sumado a las demandas del aterrizaje unipoldal da como resultado, no solo un incremento del valgo de rodilla sino también un incremento de las fuerzas de reacción del suelo (10, 24, 25). De manera que las diferencias biomecánicas, neuromusculares y las diferentes estrategias que se utilizan en el aterrizaje hacen no solamente que exista la diferencia entre géneros sino que a su vez el género femenino sea el más vulnerable a sufrir lesiones en la fase del aterrizaje (26).

Por otro lado, es necesario recalcar que la mayoría de los sujetos, tanto hombres como mujeres, presentaron porcentajes de asimetría del tiempo de estabilización y en pico de fuerza por encima del 48%. Considerando este valor de asimetría, podría darnos una advertencia sobre el riesgo que tienen la mayoría de los cadetes para presentar lesiones en miembros inferiores. Aunque, la mayoría de estudios no muestran una magnitud específica de la asimetría para identificarla como un umbral definitivo que diferencia lesionados de no lesionados, existen algunos autores que establecen porcentajes de asimetría asociados con el riesgo a lesionarse (27). En Toronto en un estudio sobre el desarrollo de evaluación en salto de una solo pierna, encontró que una diferencia porcentual en las medidas de rendimiento entre las piernas que excedan el 15 %, coloca al atleta en mayor riesgo de lesión. Esta premisa también esta soportada por diferentes estudios realizado en atletas mujeres en Australia, en el que aseveran que los riegos de lesión de miembro inferior están relacionados con las asimetrías que se encuentran por encima de 10% y el 20 % (28,29).

De igual manera, se estudiaron los picos de aterrizaje para determinar cómo era la absorción de las fuerzas de reacción del suelo. Cabe recordar que los impactos son lesivos cuando estos tienen gran magnitud y se realizan con frecuencia. A mayores impactos y más repetitivos, mayor riesgo de lesión. A diferencia del presente estudio; otros estudios midieron esta variable y la expresaron con valores relacionados con respecto al peso corporal, en el que cuantificaron las variaciones de las fuerzas de reacción del suelo. Estas variaciones oscilaron entre 2, 5 a 5,3 veces el peso corporal (26, 30). La literatura afirma que la forma en que el sujeto absorbe la energía durante la amortiguación del aterrizaje de un salto va a condicionar que esta sea más o menos peligrosa (31). En otras palabras, aterrizajes suaves están involucrando un mayor trabajo excéntrico para la musculatura de rodilla y tobillo mientras que en los aterrizajes rígidos, hay un menor trabajo excéntrico, siendo estos últimos los más dañinos. En contraste con estos estudios, en los que muestran diferencias estadísticas entre hombres mujeres con relación a los picos de fuerza; el presente estudio no encontró diferencias estadísticamente significativas.

Para IMC se encontró que el OR es de 1, 0 por lo cual nos dice que la probabilidad para lesionarse es 1 vez mayor que los no lesionados si tiene un IMC aumentado. La literatura ha mostrado que el incremento del peso corporal tiene una fuerte relación con la disminución de la estabilidad postural y por tal razón esto sugiere que un aumento de IMC puede ser un factor de riesgo para lesiones y para caídas (32, 33). Aunque en la actualidad es importante discriminar si el aumento del índice de masa corporal es debido al incremento del porcentaje de grasa o de masa magras, ni los anteriores estudios ni el presente, tuvo en cuenta los diferentes componentes del IMC. La población que se midió en este estudio no presento casos de obesidad y se mantuvo dentro de los rangos normales del IMC.

A pesar de que no fue objetivo de este estudio identificar el rol sensoriomotor en la estabilidad dinámica, podríamos abordar algunos de sus aspectos que se encuentran, articulándolos con la estabilidad dinámica que se midió en este estudio. Los sujetos que presentan tiempos de estabilización largos y picos de fuerza aumentados podrían estar mostrando un déficit en el control neuromuscular y/o en el sistema propioceptivo, donde la información aferente dada por los receptores periféricos articulares está censada de manera inadecuada, bien sea en la sensación de movimiento (cinestesia), el posicionamiento de las articulaciones (sensación de posicionamiento articular) o en la sensación de resistencia a la fuerza y por último en una respuesta eferente inconsciente inadecuada a una señal aferente que tiene como objetivo conseguir estabilidad (control neuromuscular).

CONCLUSIONES

Los resultados del presente estudio demuestran la utilidad del test de estabilidad dinámica como herramienta clave en la medición de riesgo de lesion del tren inferior. Soportando los hallazgos en la literatura donde se ven las lesiones en el entrenamiento militar entre los 3 a 5 meses de iniciado el entrenamiento en militares que ingresan a prestar el servicio militar. Asi mismo, se pudo establecer los riesgos de lesion por sexo encontrando OR altos en mujeres que predisponen el desenlace de lesiones por impactos en el entrenamiento militar.

Los hallazagos encontrados en el estudio ofrecen una perspectiva mas amplia de la personalización del entrenamiento por genero y frente a las cargas que son adecuadas en el entrenamiento militar, ya que se observa la necesidad de redireccionar el entrenamiento a personal que inicia su vida militar a un aumento de cargas progresivo con el fin de encontrar el punto adecuado para que se facilite la adaptacion a las cargas de entrenamiento. Esto reduciría los costos y las altas incidencias y prevalencias de lesiones a furuto.

Asi mismo, es imporante mencionar los porcentajes de asiemtría que se encontraron en el estudio, ya que son parametros de referencia para la población colombiana y como punto de partida a nuevos estudios que se enfoquen en estandarizar los porcentajes de asiemtría para nuestra posblación por regiones, debido a la heterogeniedad en la población Colombiana.

Por ultimo, la evaluación de estabilidad dinamica, se presenta como una herramienta innovadora y de gran utilidad para evaluar los aspectos fisiologicos que regulan la estabilidad dinamica y estatica del sistema muscular y de tejidos blandos, como mecanismo de evaluación propioceptiva de manera indirecta.

Referencias

1. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. Journal of Athletic Training. 2004;39(3):247.
2. Hrysomallis C. Balance ability and athletic performance. Sports medicine. 2011;41(3):221-32.
3. Wikstrom EA, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. Journal of athletic training. 2005;40(4):305.
4. Sell TC. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. Phys Ther Sport. 2012;13(2):80-6.
5. Williams VJ, Nagai T, Sell TC, Abt JP, Rowe RS, McGrail MA, et al. Prediction of Dynamic Postural Stability During Single-Leg Jump Landings by Ankle and Knee Flexibility and Strength. J Sport Rehabil. 2016;25(3):266-72.
6. Fort Vanmeerhaeghe A, Romero Rodriguez D, Costa Tutusaus L, Bagur Calafat C, Lloret Riera M, Montañola Vidal A. Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. Apunts Medicina de l" Esport (Castellano). 2009;44(162):74-81.
7. Taylor JB, Ford KR, Nguyen A-D, Shultz SJ. Biomechanical Comparison of Single-and Double-Leg Jump Landings in the Sagittal and Frontal Plane. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2016;4(6):2325967116655158.
8. Van der Harst J, Gokeler A, Hof A. Leg kinematics and kinetics in landing from a single-leg hop for distance. A comparison between dominant and non-dominant leg. Clinical biomechanics. 2007;22(6):674-80.
9. Van der Does H, Brink M, Benjaminse A, Visscher C, Lemmink K. Jump landing characteristics predict lower extremity injuries in indoor team sports. International journal of sports medicine. 2016;37(03):251-6.
10. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. Clinical Journal of Sport Medicine. 2007;17(4):263-8.
11. Sell TC, Pederson JJ, Abt JP, Nagai T, Deluzio J, Wirt MD, et al. The addition of body amor diminishes dynamic postural stability in military soldiers. Military medicine. 2013;178(1):76-81.
12. Nyland J, Burden R, Krupp R, Caborn DN. Single leg jumping neuromuscular control is improved following whole body, long-axis rotational training. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(2):348-55.
13. Liu K, Heise GD. The effect of jump-landing directions on dynamic stability. J Appl Biomech. 2013;29(5):634-8.
14. Wright CJ, Arnold BL, Ross SE. Altered Kinematics and Time to Stabilization During Drop-Jump Landings in Individuals With or Without Functional Ankle Instability. J Athl Train. 2016;51(1):5-15.
15. Jensen RL. Reliability of time to stabilization in single leg standing. 2009.
16. Sharma J, Greeves JP, Byers M, Bennett AN, Spears IR. Musculoskeletal injuries in British Army recruits: a prospective study of diagnosis-specific incidence and rehabilitation times. BMC musculoskeletal disorders. 2015;16(1):106.
17. Strowbridge N, Burgess K. Sports and training injuries in British soldiers: the Colchester Garrison Sports Injury and Rehabilitation Centre. Journal of the Royal Army Medical Corps. 2002;148(3):236-43.

18. Teyhen DS, Shaffer SW, Butler RJ, Goffar SL, Kiesel KB, Rhon DI, et al. What risk factors are associated with musculoskeletal injury in US Army Rangers? A prospective prognostic study. Clinical Orthopaedics and Related Research®. 2015;473(9):2948-58.
19. Jones BH, Canham-Chervak M, Mitchener TA, Moore S. Medical surveillance of injuries in the US military: descriptive epidemiology and recommendations for improvement. American journal of preventive medicine. 2010;38(1):S42-S60.
20. Rodríguez Gómez JS, Valenzuela Pinzón JA, Velasco Rodríguez JD, Castro Jiménez LE, Buitrago M, Janyn P. Caracterización de las lesiones derivadas del entrenamiento físico militar. Revista Cuidarte. 2016;7(1):1219-26.
21. Pinillos CDR, Jiménez LEC, Buitrago PJM. Lesiones derivadas del entrenamiento militar en los cadetes de 6 nivel de la Escuela Militar José María Córdova. Movimiento Científico. 2016;10(1):19-28.
22. García SG. Actualización sobre el síndrome de estrés tibial medial. Revista Científica" General José María Córdova". 2016;14(17):231-48.
23. Peterson Silveira R, Stergiou P, Carpes FP, Castro FAdS, Katz L, Stefanyshyn DJ. Validity of a portable force platform for assessing biomechanical parameters in three different tasks. Sports Biomechanics. 2016:1-10.
24. Kernozek TW, Torry MR, Van Hoof H, Cowley H, Tanner S. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. Med Sci Sports Exerc. 2005;37(6):1003-12.
25. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. Journal of athletic training. 2006;41(2):166.
26. Mothersole G. Ground reaction force profiles of specific jump-landing tasks in females: development of a systematic and progressive jump-landing model: Auckland University of Technology; 2013.
27. Hewit J, Cronin J, Hume P. Multidirectional leg asymmetry assessment in sport. Strength & Conditioning Journal. 2012;34(1):82-6.
28. Lilley ES, Bradshaw EJ, Rice VJ, editors. Is jumping and landing technique symmetrical in female gymnasts? ISBS-Conference Proceedings Archive; 2007.
29. Britto MAd, Franco PS, Pappas E, Carpes FP. Kinetic asymmetries between forward and drop jump landing tasks. Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano. 2015;17(6):661-71.
30. Ortega DR, Bíes ECR, de la Rosa FJB. Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. Journal of sports science & medicine. 2010;9(2):282.
31. Aguado X, Abián J, Alegre L, Lara A. LA CAPACIDAD DEL DEPORTISTA DE AMORTIGUAR LOS IMPACTOS CONTRA EL SUELO.
32. Greve J, Alonso A, Bordini ACP, Camanho GL. Correlation between body mass index and postural balance. Clinics. 2007;62(6):717-20.
33. Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F, Doré J, Marceau P, et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. Gait & posture. 2007;26(1):32-8.