

Gutiérrez-Dávila, M.; Olivares, J.; Pancorbo, D. y Rojas, F.J. (2019). Amortiguación de los saltos verticales según el propósito del movimiento deportivo posterior / Cushioning of Vertical Jumps According to the Purpose of Posterior Sport Movement. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. 19 (73) pp. 19-32
[Http://cdeporte.rediris.es/revista/revista73/artamortiguacion994.htm](http://cdeporte.rediris.es/revista/revista73/artamortiguacion994.htm)
DOI: <http://doi.org/10.15366/rimcafd2019.73.002>

ORIGINAL

AMORTIGUACIÓN DE LOS SALTOS VERTICALES SEGÚN EL PROPÓSITO DEL MOVIMIENTO DEPORTIVO POSTERIOR

CUSHIONING OF VERTICAL JUMPS ACCORDING TO THE PURPOSE OF POSTERIOR SPORT MOVEMENT

Gutiérrez-Dávila, M.¹; Olivares, J.²; Pancorbo, D.² y Rojas, F.J.¹

¹ Profesores de Biomecánica del Movimiento Humano. Departamento Educación Física y Deportiva. Universidad de Granada. (España) marcosgd@ugr.es, fjrojas@ugr.es

² Estudiantes de Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Universidad de Granada (España) jesus14395@hotmail.com, davidps1997@gmail.com

Código UNESCO / UNESCO code: 2406.04 Biomecánica/Biomechanics.

Clasificación del Consejo de Europa / Council of Europe classification: 3. Biomecánica del deporte. Sport Biomechanics.

Recibido 20 de marzo de 2017 **Received** March 20, 2017

Aceptado 30 de septiembre de 2017 **Accepted** September 30, 2017

RESUMEN

El principal objetivo ha sido detectar las diferencias biomecánicas de tres modelos de aterrizaje: a) aterrizaje discreto (AD), con misión de amortiguar un salto vertical, b) aterrizaje preparatorio al salto vertical (APS) y c) aterrizaje que precedía a una carrera (APC). Han participado 29 deportistas donde el salto constituye una habilidad básica. Se ha utilizado una plataforma de fuerza sincronizada a una cámara de vídeo que registraba el plano sagital de los saltos. Los resultados indican que los APS y APC amortiguan más los picos de fuerza de reacción vertical que los AD. El modelo cinemático utilizado para los APS fue similar al AD, aunque la mayor actividad neural y refleja propia del ciclo estiramiento-acortamiento para realizar el posterior salto vertical haría más eficiente la absorción de impactos. La estrategia utilizada para los APC muestra un incremento del riesgo de lesión como consecuencia del desplazamiento hacia delante de la tibia.

PALABRAS CLAVE: Biomecánica, Salto vertical, aterrizaje, fuerzas.

ABSTRACT

The main objective of this study was to identify biomechanical differences among three landing styles: a) discrete landing (DL) from a drop jump; b) preparatory landing preceding jumping (LPJ), and c) landing preceding running (LPR). The sample was composed of 29 athletes who perform jumps routinely. Sagittal plane jump parameters were recorded using a camera synchronized with a force plate. Peak reaction forces were attenuated more efficiently in PL and LR, as compared to DL. The kinematic model used for PL was similar to that for DL. Yet, neural and reflex activity during muscle flexion-extension during DL makes impact absorption more efficient. LR is associated with an increased risk for injury as a result of the forward displacement of the tibia.

KEYWORDS: Biomechanics, drop jump, landing, forces

INTRODUCCIÓN

Son abundantes los trabajos que han prestado atención hacia las estrategias utilizadas para el control de las fuerzas de reacción que surgen durante los aterrizajes de los saltos deportivos desarrollados en deportes como baloncesto, voleibol o fútbol. En unas ocasiones con objetivos terapéuticos o prevención de lesiones (Cortes et al., 2007; Lobietti, Coleman, Pizzichillo y Merni, 2010; Decker, Torry, Wyland, Sterett y Steadman, 2003; Rowley y Richards, 2015) y en otras, como factor de eficacia para las acciones posteriores (Gutiérrez-Dávila, Campos y Navarro, 2009; Peng, 2011; Waller, Gersick, & Holman, 2013; Gutiérrez-Dávila, Giles, González, Gallardo y Rojas, 2015).

En este sentido, Caster (1993) ha clasificado los aterrizajes deportivos en dos grupos: a) *Aterrizajes discretos*, considerados como aquellos que se producen posteriores a la acción y sólo tienen como objetivo amortiguar la caída y b) *Aterrizajes preparatorios*, entendidos como aquellos que se producen antes de una acción determinada y tienen como objetivo activar el ciclo estiramiento-acortamiento o producir un impulso de frenado que permita incrementar el impulso de aceleración posterior. En esta investigación se pretende analizar los efectos de tres tipos de aterrizajes desde una altura de caída de 0.5m: Discretos (AD); preparatorios del salto vertical (APS) y preparatorios de la carrera (APC), sobre las fuerzas de reacción (F_R), goniometría articular y contribución de los segmentos corporales al desplazamiento vertical del centro de gravedad (CG).

Numerosas aportaciones científicas parecen confirmar que la búsqueda del rendimiento en las acciones posteriores a los aterrizajes deportivos podría modificar los mecanismos individuales para una absorción segura de las fuerzas de reacción, incrementándose en algunos casos el riesgo de lesiones. Son varias las aportaciones que apoyan esta teoría, al poner de manifiesto que las

alteraciones en las posiciones segmentarias y de las velocidades angulares de la articulación de la rodilla durante los aterrizajes, podrían influir en las magnitudes de los momentos que producen tensión interna en su estructura (Cowling y Steele, 2001; Decker et al., 2003; Lacquaniti, 1992; Zhang, Bates y Dufek, 2000). La magnitud de esos momentos está condicionada por las fuerzas de reacción (F_R) y las posiciones que adoptan los segmentos. Así, un aumento de la F_R , junto a posiciones articulares alejadas del curso óptimo de aceleración del CG, incrementaría el momento de fuerza. En estos casos es el ligamento cruzado anterior (LCA) el encargado de impedir el desplazamiento hacia delante de la tibia, un incremento de F_R , junto a un excesivo desplazamiento hacia delante de la tibia, provocaría una mayor aceleración tibial durante la amortiguación vertical y, en consecuencia, el incremento de la tensión del LCA (McNair y Marshall, 1994; Ericksen, Gribble, Pfile y Pietrosimone, 2013).

En apoyo a esta teoría, Kulig, Fietzer, y Popovich (2011), han analizado movimientos de danza donde la demanda estética condiciona en gran medida la amortiguación de los aterrizajes, concluyendo que dicha demanda limita las estrategias de absorción de los impactos y aumentan la rigidez articular durante la recepción, dos mecanismos que reducirían el desplazamiento angular durante el aterrizaje e incrementarían, tanto lo momentos articulares como la tensión interna de su estructura.

Datos y teorías procedentes de la neuromecánica muscular han identificado ciertos mecanismos neurales y reflejos que modulan la rigidez del sistema músculo esquelético antes y durante los aterrizajes (Sampello, 2005). Se ha descrito una preactivación muscular (coactivación) instantes antes de iniciarse la toma de contacto que predispone al sistema músculo esquelético para iniciar la absorción del impacto con mayor eficacia. Tanto el instante en que se inicia esta coactivación como nivel de preactivación, están regulados mediante mecanismos de control predictivo, incrementándose de forma lineal en función del nivel de impacto previsto (Sampello, McDonagh y Challis, 2001; Sampello, 2005), además de su importante participación en la activación del ciclo estiramiento-acortamiento, como ocurre durante los aterrizajes preparatorios al salto (Gollhofer and Kyröläine, 1991; Komi, 1992). Pero estos mecanismos se extienden más allá de la toma de contacto. Así, los reflejos de estiramiento, junto a la actividad muscular voluntaria, siguen actuando durante la absorción del impacto para regular la amplitud articular en función de las demandas previstas, lo que le permite modular la rigidez muscular para obtener una absorción segura de las fuerzas de reacción (Sampello, 2005).

Sería reduccionista orientar nuestro interés exclusivamente en las articulaciones de la rodilla y tobillo como máximas responsables de la amortiguación de las fuerzas durante los aterrizajes (Decker et al., 2003), es necesario considerar que el control de los aterrizajes requiere la coordinación de todo el cuerpo (McNintt-Gray, 2000). Por ejemplo, se ha constatado que una adecuada coordinación de los brazos hace que se reduzca el pico de fuerza durante el impacto inicial, aumente la distancia de frenado y contribuya a la estabilidad del aterrizaje (Niu, Zhang and Zhao, 2013; Pancorbo, Olivares Rojas

y Gutiérrez-Dávila 2016). Así, una evaluación de la contribución segmentaria durante los aterrizajes nos aportaría una visión global de la coordinación requerida para la amortiguación de las fuerzas, lo que podría evaluarse a partir del porcentaje que cada segmento aporta al desplazamiento vertical del CG.

Aunque no existen datos concluyentes sobre la influencia que tienen las demandas posteriores a la recepción sobre el riesgo de lesiones, se plantean dos hipótesis contradictorias: a) las acciones posteriores al aterrizaje condicionarían el modelo de ejecución, pudiendo situar ciertos segmentos en posiciones que provocarían el incremento de los momentos que ejercen las fuerzas de reacción, lo que aumentaría el riesgo de lesión y b) las exigencias de ciertas acciones posteriores al aterrizaje podrían incrementar los mecanismos de control neural para reducir los picos de fuerzas durante el aterrizaje, lo que constituiría un factor relevante en la prevención de lesiones.

MÉTODO

Participantes

Han participado 29 estudiantes de sexo masculino de la Facultad de Ciencias del Deporte (edad = $21,1 \pm 1,7$ años; talla = $1,78 \pm 0,06$ m; masa = $70,6 \pm 8,1$ kg), utilizando para su selección el criterio de participar de forma regular en un equipo de baloncesto, voleibol, balonmano o futbol, deportes donde el salto vertical constituye una habilidad básica. A todos los participantes se les informó y solicitó su consentimiento informado para participar en este estudio siguiendo las directrices de la autorización de la Comisión Ética de la Universidad de Granada.

Material y procedimientos

Se ha utilizado una plataforma de fuerza Dinascan/IBV, operando a 500 Hz, sincronizada temporalmente a una cámara de vídeo Casio EX - FH20, que registraba a 210 Hz el plano sagital de los saltos realizados sobre la plataforma. Después de un calentamiento normalizado de diez minutos, consistente en carrera continua, estiramientos activos y saltos verticales, los participantes debían de realizar tres tipos de aterrizajes diferentes partiendo desde una altura de 0,5 m:

a) *aterrizaje discreto (AD)*, donde los participantes debían dejarse caer a la plataforma partiendo de una posición erguida con los brazos por encima de la cabeza y permitiendo su participación libre durante la fase de vuelo y amortiguación de la caída,

b) *aterrizaje preparatorio a salto (APS)*, donde se parte de la misma posición anterior, aunque en este caso el participante debe de realizar un salto vertical máximo inmediatamente después de la amortiguación y

c) *aterrizaje preparatorio a la carrera* (APC), donde se procede igual que el anterior, pero el propósito es realizar un rápido desplazamiento horizontal en carrera después de la recepción.

Antes de comenzar las sesiones de registro, se efectuó un proceso de entrenamiento de los tres modelos de aterrizaje, así como de adaptación a los sistemas de registro. Siguiendo a Schmidt y Lee (2011), este proceso de entrenamiento finalizó cuando se alcanzaba una estabilidad en los tiempos de absorción total, definido como el periodo comprendido desde el inicio de la recepción hasta el instante en que la velocidad vertical del CG alcanzaba valores positivos. Se realizó una sesión de cinco saltos válidos para cada tipo de recepción con una recuperación de 2 minutos entre ensayo y de 10 minutos entre sesión. Sólo se analizó el ensayo cuyo tiempo de absorción total era el mediano entre los cinco de cada tipo de recepción. El orden de las tres recepciones propuestas para cada sesión fue alterado entre los participantes.

Análisis de datos

Para cada ensayo se determinó el posible error sistemático procedente de la plataforma de fuerzas a partir de la media de las componentes horizontal y vertical ($F_{R(X)}$ y $F_{R(Y)}$, respectivamente) de los 20 registros anteriores a la toma de contacto. Después de restar el posible error sistemático y el peso del sujeto para la componente vertical, se registraron los valores máximos de los dos picos de fuerza vertical que surgen en los instantes iniciales de la recepción (1-PMF y 2-PMF).

La aceleración horizontal y vertical del CG se determinaron a partir de $F_{R(X)}$ y $F_{R(Y)}$ y la masa del saltador. Finalmente, los sucesivos registros de las componentes de la velocidad del CG ($v_{(X)CG}$ y $v_{(Y)CG}$, respectivamente) y de las posiciones, ($S_{(X)CG}$ y $S_{(Y)CG}$, respectivamente), se determinaron mediante integración de sus respectivas funciones de aceleración-tiempo y velocidad-tiempo, respectivamente, usando para ello el método trapezoidal con un incremento temporal de 0,002 s. Las constantes de integración se han obtenido a partir de la digitalización manual de las imágenes de vídeo siguiendo el proceso que se describe a continuación.

Para simplificar el procedimiento de digitalización, los aterrizajes se han considerado como un movimiento simétrico que se desarrolla en el plano, lo que nos ha permitido utilizar un modelo coordinado simplificado de 8 segmentos, definidos por 11 marcadores situados en el cuerpo del saltador (Extremos anterior y posterior del pie; centros articulares del tobillo, rodilla, cadera, codo y muñeca; 3º metacarpiano de la mano; hueco supraexternal; ángulo del maxilar y vertex). La posición de los marcadores se estableció según el modelo y los parámetros inerciales propuestos por Zatsiorsky and Seluyanov (1985) y adaptados por de Leva (1996). En este modelo simplificado, la masa de los segmentos correspondientes a las extremidades, se han considerado como la suma de los dos segmentos correspondientes. Tras la digitalización, las

coordenadas planas fueron suavizadas mediante un filtro digital de paso bajo a 8 Hz (Winter, 1990) e interpoladas a 500 Hz, utilizando splines de quinto grado. La conversión de las coordenadas digitalizadas en datos reales se realizó a partir de un sistema de referencia que consistía en un cubo de 2x2x0,5 m. Las constantes de integración correspondientes a la posición del CG, en el momento aproximado del contacto con la plataforma (entre dos imágenes), se determinó con respecto al centro geométrico de los dos apoyos cuando estos estaban plenamente apoyados en la plataforma y las componentes de la velocidad instantánea del CG se determinaron mediante la primera derivada de la posición vertical del CG con respecto al tiempo.

A partir de las coordenadas planas del modelo, se determinaron las sucesivas posiciones angulares de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, utilizando para ello el producto escalar de los vectores que definían las posiciones de sus respectivos segmentos. Es necesario aclarar que el segmento pie se definió como el vector que une los puntos del centro articular del tobillo y el final del pie. Siguiendo la metodología propuesta por Gutiérrez-Dávila, Garrido, Amaro, Ramos y Rojas (2012), esas mismas coordenadas fueron utilizadas para determinar la contribución de los segmentos al desplazamiento vertical del CG.

Para el análisis temporal se han tenido en cuenta las aportaciones de Schot (1994) donde se define la fase de impacto (FI) como los primeros 100 ms desde el contacto con la plataforma y Lees (1981) que hace referencia a una fase de absorción del impacto (FAI), comprendida entre los 150 y 200 ms. Así, hemos considerado estos dos criterios para definir FAI como los 200 primeros milisegundos desde el contacto con la plataforma, incluyendo en ella los 100 primeros milisegundos como FI.

Análisis estadístico

Para evaluar la fiabilidad de las pruebas, se ha aplicado un análisis de varianza de medidas repetidas a todos los ensayos en las tres condiciones experimentales (cinco ensayos para cada condición), tomando como variable dependiente el tiempo de absorción total, no existiendo diferencias significativas entre los ensayos. El coeficiente de correlación intraclase (CCI) para esta misma variable, ha sido de 0,81 ($p < 0,001$) para AD, de 0,92 ($p < 0,001$) para APS y de 0,93 ($p < 0,001$) para APC. Se ha calculado la media y desviación típica para cada variable en cada situación experimental, determinándose las diferencias entre las medias de los tres niveles de la variable mediante un análisis de varianza de medidas repetidas (ANOVA) una vez se ha constatado que los datos poseen una distribución normal y entre las repeticiones existe una alta fiabilidad según los CCIs. Un análisis múltiple de contrastes posterior determinó entre qué grupos se encontraban las diferencias. El nivel de significación se ha establecido en $p < 0,05$. Se ha utilizado el paquete estadístico Statgraphic Plus 5.1 para Windows.

RESULTADOS

En la tabla 1 se presenta la estadística descriptiva e inferencial de las variables generales relacionadas con la amortiguación de la caída para las tres condiciones experimentales. Los datos indican que existen diferencias entre las medias de los tres tipos de aterrizaje para pico máximo de fuerza (2-PMF), expresado en relación al peso corporal ($p < 0,01$). La prueba de contrastes aplicada a esta variable indica que los aterrizajes discretos producen un pico de fuerza mayor que los aterrizajes preparatorios. El tiempo medio requerido para alcanzar el 2-PMF ($t_{(2-PMF)}$), ha sido mayor en los aterrizajes preparatorios al salto (APS), con respecto a las otras dos condiciones ($p < 0,01$). En la toma de contacto con la plataforma, el CG está más alto cuando el aterrizaje es discreto, con respecto a los dos aterrizajes preparatorios ($Y_{CG-(TOMA CONTACTO)}$; $p < 0,05$) y, como era previsible, el CG está más adelantado cuando el aterrizaje es preparatorio a la carrera ($X_{CG-(TOMA CONTACTO)}$; $p < 0,001$). Los valores positivos de esta variable indican un desplazamiento hacia delante de la proyección del CG con respecto al centro geométrico de los apoyos cuando éstos están plenamente apoyados sobre la plataforma y todo lo contrario cuando los valores son negativos.

Tabla 1.- Estadística descriptiva e inferencial de las variables generales relacionadas con la amortiguación de la caída para las tres condiciones experimentales. Los valores de la fuerza se han expresado en Newton de fuerza por Newton de peso corporal.

Variables	Discreto (AD)	Preparatorio al salto (APS)	Preparatorio a la carrera (APC)	F
2-PMF (N/N)	4,941 ± 1,344	4,157 ± 1,211 ¹	3,936 ± 0,886 ¹	13,17**
Tiempo 2-PMF $t_{(2-PMF)}$ (s)	0,050 ± 0,015	0,054 ± 0,015	0,066 ± 0,020 ^{1,2}	9,79**
Posición $Y_{CG-(TOMA CONTACTO)}$ (m)	1.154 ± 0,041	1,136 ± 0,048 ¹	1,132 ± 0,053 ¹	3,35*
Posición $X_{CG-(TOMA CONTACTO)}$ (m)	-0,068 ± 0,018	-0,042 ± 0,029	0,110 ± 0,078 ^{1,2}	111,27***
Ángulo $\theta_{TOBILLO-(TOMA CONTACTO)}$ (°)	134 ± 7	132 ± 11	130 ± 8	2,93
Ángulo $\theta_{RODILLA-(TOMA CONTACTO)}$ (°)	159 ± 6	154 ± 7 ¹	157 ± 7	4,05*
Ángulo $\theta_{CADERA-(TOMA CONTACTO)}$ (°)	157 ± 6	151 ± 8 ¹	159 ± 9 ²	11,83***

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$

En esta misma tabla se presentan las posiciones angulares de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en el momento aproximado de la toma de contacto con la plataforma. Han existido ciertas diferencias entre las medias en la posición angular de la rodilla ($\theta_{RODILLA-(TOMA CONTACTO)}$; $p < 0,05$). El análisis múltiple de contrastes indica que el ángulo medio es menor para APS, con respecto a los aterrizajes discretos (AD). Los datos también indican claras diferencias entre las media de las posiciones angulares de la articulación de la cadera ($\theta_{CADERA-(TOMA CONTACTO)}$; $p < 0,001$), siendo menor el ángulo medio en APS, con respecto a los otros dos.

En la tabla 2 se presenta una estadística descriptiva e inferencial de las componentes del desplazamiento del CG en la fase de impacto (FI) y de absorción (FA) que, como se había descrito, se producen durante los 100 ms y 200 ms tras la toma de contacto con la plataforma, respectivamente. Los datos

indican que existe una cierta significación entre las medias del desplazamiento vertical del CG durante la fase de impacto ($Sy_{CG(100)}$ $p < 0,05$), aunque el análisis de contrastes sólo nos permite afirmar que éste es mayor para APS, con respecto a las otras dos. Al final de la fase de absorción se incrementan las diferencias entre la medias ($Sy_{CG(200)}$, $p < 0,001$), siendo el desplazamiento vertical del CG menor para APC, con respecto a las otras dos condiciones.

Como se esperaba, el desplazamiento horizontal medio del CG ha sido mayor en los APC al final de la fase de impacto y absorción ($Sx_{CG(100)}$, $Sx_{CG(200)}$, respectivamente ($p < 0,001$), lo que compensa el menor desplazamiento medio de componente vertical registrado para esta misma situación. En consecuencia, la menor distancia de frenado o resultante del CG se obtiene con los AD.

Tabla 2.- Estadística descriptiva e inferencial de los desplazamientos del CG en el plano sagital y los desplazamientos angulares de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera en dos periodos temporales (100 y 200 ms tras el contacto con la plataforma), así como las componentes de la velocidad alcanzada por el CG en esos dos instantes.

Variables	Discreto (AD)	Preparatorio al salto (APS)	Preparatorio a la carrera (APC)	F
Desplazamiento $Sy_{CG(100)}$ (m)	0,248 ± 0,023	0,262 ± 0,024 ¹	0,250 ± 0,025 ²	7,71*
Desplazamiento $Sy_{CG(200)}$ (m)	0,380 ± 0,055	0,400 ± 0,053	0,338 ± 0,058 ^{1,2}	19,81***
Desplazamiento $Sx_{CG(100)}$ (m)	0,034 ± 0,006	0,035 ± 0,005	0,051 ± 0,006 ^{1,2}	34,69**
Desplazamiento $Sx_{CG(200)}$ (m)	0,037 ± 0,015	0,047 ± 0,016	0,154 ± 0,063 ^{1,2}	64,35***
$\Delta\theta_{TOBILLO(100)}$ (°)	49 ± 8	48 ± 10	53 ± 9 ^{1,2}	4,84*
$\Delta\theta_{TOBILLO(200)}$ (°)	51 ± 9	54 ± 11	54 ± 11	1,04
$\Delta\theta_{RODILLA(100)}$ (°)	57 ± 7	55 ± 6	47 ± 6 ^{1,2}	20,45***
$\Delta\theta_{RODILLA(200)}$ (°)	80 ± 8	81 ± 7	70 ± 9 ^{1,2}	11,52***
$\Delta\theta_{CADERA(100)}$ (°)	36 ± 7	36 ± 8	26 ± 11 ^{1,2}	4,84*
$\Delta\theta_{CADERA(200)}$ (°)	67 ± 9	70 ± 10	63 ± 12 ^{1,2}	5,66*
Velocidad $vy_{CG(100)}$ (ms⁻¹)	-1,746 ± 0,303	-1,810 ± 0,287	-1,516 ± 0,365 ^{1,2}	14,59***
Velocidad $vy_{CG(200)}$ (ms⁻¹)	-0,947 ± 0,356	-0,777 ± 0,429 ¹	-0,458 ± 0,261 ^{1,2}	23,45***
Velocidad $vx_{CG(100)}$ (ms⁻¹)	0,171 ± 0,095	0,223 ± 0,096	0,755 ± 0,334 ^{1,2}	64,07***
Velocidad $vx_{CG(200)}$ (ms⁻¹)	-0,055 ± 0,104	0,081 ± 0,126	1,308 ± 0,654 ^{1,2}	103,97***

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$

Los datos sobre los desplazamientos angulares (ver tabla 2), indican que el menor desplazamiento vertical del CG descrito para los aterrizajes preparatorios a la carrera estarían asociados a un menor desplazamiento angular de las articulaciones de la rodilla ($\Delta\theta_{RODILLA(100)}$, $\Delta\theta_{RODILLA(200)}$; $p < 0,001$) y cadera ($\Delta\theta_{CADERA(100)}$, ($\Delta\theta_{CADERA(200)}$; $p < 0,05$), con respecto a las otras dos condiciones. En la tabla 2 también se presentan las componentes de la velocidad el final de las fases de impacto (100 ms) y de absorción (200 ms). Los datos indican que existen claras diferencias entre las medias de la velocidad vertical dl CG al final de las dos fases ($vy_{CG(100)}$, $vy_{CG(200)}$; $p < 0,001$). La prueba de contrastes indica que la mayor reducción de velocidad vertical se produce cuando se utiliza APC ($vy_{CG(100)}$, $vy_{CG(200)}$), con respecto a las otros dos tipos de aterrizaje. Todo lo contrario ocurre con la componente horizontal de la velocidad ($vx_{CG(100)}$ y $vx_{CG(200)}$; $p < 0,001$), compensando así la mayor reducción de la velocidad vertical del CG que se produce en la situación APC.

En la tabla 3 se presenta el análisis de la contribución segmentaria expresada en porcentajes del desplazamiento vertical del CG hasta el final de la fase de impacto (100 ms) y de absorción (200 ms), para los tres tipos de aterrizaje. En general, los datos indican que los muslos y las piernas son los mayores contribuidores a la amortiguación en los tres tipos de recepciones al final de los dos periodos temporales. La estadística inferencial indica que existen claras diferencias entre las medias en la contribución de tronco+cabeza, piernas y muslos al final de los dos periodos temporales. La prueba de contrastes sólo mantiene diferencias significativas entre APC, con respecto a los otros dos. Así, cuando se utiliza APC se pueden distinguir las siguientes diferencias con respecto a las otros dos tipos de aterrizaje: a) La contribución media del tronco+cabeza es mayor al final de la fase de impacto ($p < 0,01$), esta diferencia se incrementa al final de la fase de absorción ($p < 0,001$), b) La contribución de los muslos es menor en los dos periodos ($p < 0,001$) y c) La contribución de las piernas es mayor durante ambos periodos ($p < 0,001$).

Tabla 3.- Estadística descriptiva e inferencial de las contribuciones segmentarias para las tres condiciones experimentales, Los datos se expresan en porcentaje con respecto al desplazamiento del CG en dos periodos temporales (100 y 200 ms tras el contacto con la plataforma).

Variables	Discreto (AD)	Preparatorio al salto (APS)	Preparatorio a la carrera (APC)	F
Cbrazos ⁻⁽¹⁰⁰⁾ (%)	7,94 ± 2,74	8,08 ± 2,61	7,88 ± 3,12	0,05
Cbrazos ⁻⁽²⁰⁰⁾ (%)	8,88 ± 3,68	9,43 ± 2,81	7,38 ± 2,82	1,33
Ctronco+cabeza ⁻⁽¹⁰⁰⁾ (%)	7,70 ± 4,04	9,89 ± 5,39	11,37 ± 5,51 ^{1,2}	5,46**
Ctronco+cabeza ⁻⁽²⁰⁰⁾ (%)	13,89 ± 4,86	15,64 ± 4,52	21,82 ± 6,03 ^{1,2}	20,43***
Cmuslos ⁻⁽¹⁰⁰⁾ (%)	29,09 ± 9,60	27,74 ± 9,13	10,91 ± 8,86 ^{1,2}	45,84***
Cmuslos ⁻⁽²⁰⁰⁾ (%)	35,31 ± 5,41	34,86 ± 5,68	20,03 ± 8,33 ^{1,2}	27,00***
Cpiernas ⁻⁽¹⁰⁰⁾ (%)	33,04 ± 8,14	32,56 ± 8,49	47,00 ± 13,00 ^{1,2}	28,57***
Cpiernas ⁻⁽²⁰⁰⁾ (%)	28,21 ± 6,91	28,68 ± 5,76	41,22 ± 10,46 ^{1,2}	18,29***
Cpies ⁻⁽¹⁰⁰⁾ (%)	23,45 ± 7,29	23,85 ± 8,15	23,88 ± 7,68	0,06
Cpies ⁻⁽²⁰⁰⁾ (%)	13,41 ± 4,46	12,94 ± 5,37	9,81 ± 5,03 ^{1,2}	6,81**

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$

DISCUSIÓN

Parece evidente que la principal función de los aterrizajes deportivos es amortiguar las fuerzas de reacción que ejerce el suelo durante su impacto inicial, lo que se suele evaluar mediante el pico máximo de fuerza relacionado con el contacto de la parte posterior del pie (2-PMF) (Cámara, Calleja-González, Martínez, y Fernández-López, 2013; Decker et al., 2003; Rojano, Rodríguez y Berral, 2013).

La importancia de este dato es debida a su relación con la producción de lesiones (Eriksen et al., 2013; Chappell, Yu, Kirkendall y Garret, 2002 McNair, Prapavessis y Callender, 2000). Sorprendentemente, nuestros datos informan

que los aterrizajes preparatorios amortiguan más los picos de fuerza de reacción vertical (2-PMF) que los AD, donde el único objetivo era la amortiguación.

Esta menor amortiguación de los AD tendría una explicación cinemática, al constatarse una menor distancia de frenado para obtener una reducción de la velocidad resultante similar al final de la fase de impacto. Aunque una explicación causal a este hecho habría que buscarla en la mayor preactivación muscular necesaria para activar el ciclo estiramiento-acortamiento posterior (Cavagna, Dusman y Margaria, 1968, Gollhofer & Kyröläine, 1991; Komi, 1992), así como una mayor actividad neural y refleja durante la absorción del impacto para modular amplitud articular en función de las acciones posteriores (Sampello, 2005).

Esta explicación ha sido ampliamente documentada para los aterrizajes preparatorios al salto (APS) debido a su similitud con el contramovimiento de los saltos verticales, sin embargo podrían existir serias dudas cuando se aplica a los aterrizajes preparatorios a la carrera (APC), ya que los datos expuestos informan de una estrategia de amortiguación muy diferente. Efectivamente, cuando se utiliza APC, los datos indican que existe una amortiguación vertical acompañada de una rotación hacia delante del cuerpo a través de un eje que pasaría por la articulación del tobillo durante gran parte de la fase de impacto, para trasladarse más tarde hacia el apoyo de medio pie, lo que coincide con las aportaciones de Ridderikhoff, Batelaan y Bobbert (1999) y Gutiérrez-Dávila, Amaro, Garrido y Rojas, (2014) para los saltos en horizontal y se constata en la tabla 2 con el mayor desplazamiento angular del tobillo al final de la fase de impacto.

Cuando se utilizan los APC, el CG está más adelantado en el contacto con el suelo y su desplazamiento horizontal al final de las fases de impacto y amortiguación, ha sido superior, con respecto a las otras dos condiciones. Esta posición y desplazamiento hacia delante del CG durante la amortiguación disminuiría el efecto de las fuerzas verticales de reacción a la magnitud del 2-PMF, además de producir un cierto retardo del 2-PMF (ver tablas 1 y 2). Así, los aterrizajes APC permiten amortiguar las fuerzas verticales a la vez que el CG se desplaza hacia delante para iniciar la carrera antes de que finalice totalmente la amortiguación. Los datos sobre el desplazamiento angular indican que los principales amortiguadores durante la fase de impacto para los AD y APS han sido las articulaciones de la rodilla, seguida del tobillo, lo que coincide con las aportaciones de Decker et al. (2003). Pero este orden se invierte para los APC, siendo el principal amortiguador la articulación del tobillo (ver tabla 2). La explicación a este hecho estaría en la rotación del cuerpo hacia delante a través del eje que pasa por la articulación del tobillo, mientras que los pies toman pleno contacto en el suelo para amortiguar las fuerzas verticales.

Los datos relativos a la contribución segmentaria al desplazamiento vertical del CG (tabla 3), confirman este mecanismo de rotaciones descrito para la fase de impacto. Se observa que, para todos los tipos de aterrizaje, el mayor contribuidor al desplazamiento vertical del CG son las piernas en su rotación hacia delante a través de la articulación del tobillo. Pero esta contribución es

significativamente mayor para los APC, mientras que no existen diferencias para la contribución de los pies en su rotación hacia atrás para tomar pleno contacto con el suelo. La consecuencia es un mayor desplazamiento angular de la articulación del tobillo debido al desplazamiento hacia delante de las piernas. Por otra parte, la menor contribución de los muslos en su rotación hacia atrás con respecto a la articulación de la rodilla, provoca una cierta reducción del desplazamiento angular de la rodilla (ver tablas 2 y 3).

Según el análisis expuesto, las estrategias utilizadas para amortiguar las fuerzas verticales durante los APC, provocarían una aceleración angular de las piernas hacia delante con respecto a un eje que pasaría por la articulación del tobillo, arrastrando al muslo para desplazar el CG hacia delante, mientras éste se flexiona. Este mecanismo provocaría un aumento de la tensión del ligamento cruzado anterior (LCA), como encargado principal de impedir el desplazamiento anterior de la tibia con respecto al fémur, una tensión que podría verse incrementada al desplazar el centro de presión hacia uno de los apoyos para liberar precipitadamente la pierna libre de la carrera. Con este desplazamiento de las fuerzas hacia uno de los apoyos, se incrementarían los momentos que soporta la articulación de la rodilla durante la amortiguación de las fuerzas verticales. En este sentido, investigaciones precedentes han hecho referencia a una cierta correlación positiva entre las fuerzas verticales de reacción y la aceleración de la tibia hacia delante, sugiriendo un aumento en la probabilidad de ruptura del LCA (McNair y Marshall, 1994; Ericksen et al., 2013).

Aunque no podemos confirmar que el mecanismo descrito para los APC sea, por sí sólo, el responsable de las lesiones sin contacto del LCA, consideramos que situaciones donde surge la necesidad de realizar un cambio de dirección durante el aterrizaje (sin anticipación), incrementaría esta posibilidad. Efectivamente, un cambio de dirección no previsto antes del aterrizaje, provocaría una rotación de la rodilla más un cierto desplazamiento en valgo, cuando el pie está apoyado plenamente en el suelo debido a su desplazamiento hacia atrás para amortiguar del pico máximo de fuerza vertical (2-PMF). Dos movimientos de la rodilla que se han descrito como causa de las lesiones sin contacto del LCA (Cowling & Steele 2001; Hewett, et al., 2005;).

CONCLUSIONES

Los dos tipos de aterrizajes deportivos preparatorios propuestos en este estudio para un salto posterior o para la carrera (APS y APC) amortiguan más los picos de fuerza de reacción vertical (2-PMF) que los aterrizajes discretos (AD), aunque la explicación sería diferente para los dos aterrizajes preparatorios. Así, la mayor amortiguación de los APS, habría que buscarla en la preactivación muscular necesaria para activar el ciclo estiramiento-acortamiento, además de una mayor actividad neural y refleja para modular amplitud articular del salto posterior. Sin embargo, la explicación de la mayor amortiguación de los APC, habría que buscarla en un modelo cinemático de amortiguación diferente.

La necesidad de situar el CG adelantado al finalizar los APC, provoca una aceleración angular de las piernas hacia delante, arrastrando al muslo para desplazar el CG hacia delante, mientras éste se flexiona. Este mecanismo provocaría un aumento de la tensión del ligamento cruzado anterior (LCA), como encargado principal de impedir el desplazamiento anterior de la tibia con respecto al fémur, lo que se agrava cuando la fuerza vertical se desplaza hacia uno de los apoyos para liberar la pierna con la que se inicia la carrera.

No podemos confirmar que el mecanismo descrito para los APC sea, por sí sólo, el responsable de las lesiones del LCA, sin embargo, combinado con una rotación más un cierto desplazamiento en varo de la rodilla, provocado por un cambio de dirección no previsto antes del aterrizaje, incrementaría esta posibilidad.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Cámara, J., Calleja-González, J., Martínez, R., Fernández-López, J.R. (2013). The effect of basketball footwear on the vertical ground reaction force during the landing phase of drop jumps. *Revista de Psicología Deportiva*, 22(1): 179-182.
- Caster B.L. (1993). The effect of height and post-landing movement task on landing performance. In: J.Hamill, T.Derrick, E.Elliot (eds.) *Biomechanics in Sports XI*. University of Massachusetts, Amherst, USA: 60-64.
- Cavagna, GA, Dusman, B, and Margaria, R. (1968). Positive work done by previously stretched muscle. *Journal Applied Physiology*, 24: 21–32.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1968.24.1.21>
- Chappell, J.D., Yu, B., Kirkendall, D.T. and Garret, W.E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American Journal of Medicine*, 30(2) 261-267.
<https://doi.org/10.1177/03635465020300021901>
- Cortes, N., Onate, J., Abrantes, J. Gagen, L. Dowling, E. and Van Lunen, B. (2007). Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump landings, *Journal of Applied Biomechanics*, 23: 289-299.
<https://doi.org/10.1123/jab.23.4.289>
- Cowling, E.J., & Steele, J.R. (2001). Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 263-268.
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00056-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00056-0)
- Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I. and Steadman, J.R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18: 662-669.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00090-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00090-1)
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanovs segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29, 1223–1230.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6)
- Ericksen, HM., Gribble, PA., Pfile, KR. and Pietrosimone, BG. (2013). Different modes of feedback and peak vertical ground reaction force during jump landing. A systematic review. *Journal of Athletic Training*, 48(5): 685-692.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.02>

- Gollhofer, A. & Kyröläinen, H. (1991). Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercise under various stretch-load conditions. *International Journal Sports Medicine*. 12: 34-40.
<https://doi.org/10.1055/s-2007-1024652>
- Gutiérrez-Dávila, M.; Campos, J.; Navarro, E. (2009). A comparison of two landing styles in a two-foot vertical Jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 23(1): 325 - 331. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181874806>
- Gutiérrez-Dávila, M.; Garrido, J.M.; Amaro, F.; Ramos, M. y Rojas, F.J. (2012). Método para determinar la contribución segmentaria en los saltos. Su aplicación en el salto vertical con contramovimiento. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 29, 1-21
- Gutiérrez-Dávila, M. Garrido, J.M. Amaro, F.J. and Rojas (2014). Contribución segmentaria en los saltos con contramovimiento en vertical y en horizontal. *RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte*, 38(10): 289-304. <https://doi.org/10.5232/ricyde2014.03801>
- Gutiérrez-Dávila, M.; Giles, J.; González, C.; Gallardo, D.; Rojas, F.J. (2015). Efecto de la intensidad del contramovimiento sobre el rendimiento del salto vertical. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 119: 87 - 96.
[https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2015/1\).119.06](https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2015/1).119.06)
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Colosimo, A.J., McLean, S.G., van den Bogert, A.J., Paterno, M.V. and Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading on the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*. 33(4):492–501.
<https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Komi, P.V. (1992). Stretch-shortening cycle. In: Komi, P.V. (Ed.) *Strength and Power in Sport*. (169-179). Blackwell Scientific Publ: Oxford.
- Kulig, K., Fietzer, A.L. and Popovich, J.M., (2011). Ground reaction forces and knee mechanics in the weight acceptance phase of a dance leap take-off and landing. *Journal of Sports Sciences*, 29(2): 125-131.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2010.534807>
- Lacquaniti, F. (1992). Automatic control of limb movement and posture. *Current Opinion in Neurobiology*. 2: 807-821.
[https://doi.org/10.1016/0959-4388\(92\)90138-B](https://doi.org/10.1016/0959-4388(92)90138-B)
- Lees, A. (1981). Methods of impact absorption when landing from a jump. *Engineering in Medicine*. 10: 207-211.
https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1981_010_055_02
- Lobiatti, R., Coleman, S., Pizzichillo, E. and Merni, F. (2010). Landing techniques in volleyball. *Journal of Sports Sciences*, 28(13): 1469-1476.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2010.514278>
- McNair, P. J., Prapavessis, H. and Callender, K. (2000). Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*, 34(4): 293-295
<https://doi.org/10.1136/bjsm.34.4.293>
- McNair P.J., Marshall R.N. (1994). Landing characteristics in subjects with normal and anterior cruciate ligament deficient knee joints. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 75(5):584–589.
- McNitt-Gray, J. (2000). Subject specific coordination of two and one joint muscles during landings suggests multiple control criteria. *Motor Control*, 4: 1-44.
- Niu, W., Zhang, M. and Zhao, Q. (2013). Dynamic postural stability for double-leg drop landing, *Journal of Sports Sciences*, 31(10): 1074-1081.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2012.762600>

- Pancorbo, D., Olivares, J. y Rojas, F.J. Gutiérrez-Dávila, M. (2016). Contribución de los brazos en el aterrizaje del salto vertical. En García-López, J., y Ogueta-Alday, Ana, Actas del XXXIX Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales, SIBB 2016 León, 21-23 de octubre de 2016.
- Peng, H. (2011). Changes in biomechanical properties during drop jumps of incremental height. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(9): 2510-2518. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318201bcb3>
- Ridderikhoff, A.; Batelaan, J.H., & Bobbert, M.F. (1999). Jumping for distance: control of the external force in squat jumps. *Medicine Science Sports Exercise*, 31, 1196-1204 <https://doi.org/10.1097/00005768-199908000-00018>
- Rojano, D., Rodríguez, E., Berral, F.J. (2013). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Sciences and Medicine*, 9: 282-287.
- Rowley, K.M. and Richards, J.G. (2015). Increasing plantarflexion angle during landing reduces vertical ground reaction forces, loading rates and the hip's contribution to support moment within participants. *Journal of Sports Sciences*, 33(18): 1922-1931. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1018928>
- Schot, P.K., Bates, B.T. and Dufek, J.S. (1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26: 1153-1159. <https://doi.org/10.1249/00005768-199409000-00013>
- Sampello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait and Posture*, 21: 85-97. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.005>
- Sampello, M., McDonagh, M.J.N. and Challis, J.H. (2001). Visual and no visual control of landing movements in humans. *Journal of Physiology*, 537: 313-340. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0313k.x>
- Schmidt, R. A., & Lee, T. D. (2011). *Motor control and learning: A behavioral emphasis* (5th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Waller, M., Gersick, M., & Holman, D. (2013). Various jump training styles for improvement of vertical jump performance. *Strength and Conditioning Journal*, 35(1), 82-89. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318276c36e>
- Winter, D. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. New York, NY: John Wiley.
- Zhang, S.N., Bates, B.T., Dufek, J.S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 32: 812-819. <https://doi.org/10.1097/00005768-200004000-00014>
- Zatsiorsky, V. M., & Seluyanov, N. V. (1983). The mass and inertial characteristics of the main segments of the human body. In H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII-B* (pp. 1152–1159). Champaign, IL: Human Kinetics.

Número de citas totales / Total references: 37 (100%)

Número de citas propias de la revista / Journal's own references: 0 (0%)