

# TEST MECÁNICOS VERSUS BIOMECÁNICOS PARA SIMULAR IMPACTOS EN GIMNASIA

## MECHANICAL VERSUS BIOMECHANICAL TEST TO SIMULATE GYMNAST IMPACTS

### RESUMEN

En la mayoría de los casos, el material y equipamiento deportivo es analizado y homologado mediante una serie de criterios normativos que emplean test mecánicos. En gimnasia, la recepción es una de las acciones más peligrosas y frecuentemente realizadas, la cual es ejecutada sobre una colchoneta homologada mediante estos test. Sin embargo, las lesiones siguen siendo altas, planteándose como objetivo en este estudio: analizar el efecto de las propiedades de la colchoneta sobre el gimnasta, así como la validez de los test mecánicos para predecir tales efectos. Para ello, se contó con la participación de cinco gimnastas, analizándose las fuerzas de impacto, la aceleración (tibia y cabeza), y el rango de movimiento en las articulaciones coxo-femoral, rodilla, tibio-tarsiana y subastragalina, tras saltar sobre una muestra de seis colchonetas. Los resultados muestran como el gimnasta adapta su ejecución en función de las características de la colchoneta, con magnitudes de impacto medias de  $4450 \pm 195.34$  N, valores máximos de deceleración de  $15.57 \pm 0.54$  g en tibia y  $4.72 \pm 0.55$  g en cabeza, rangos de flexión medios de  $72.18 \pm 5.8^\circ$  en la articulación coxo-femoral,  $87.07 \pm 6.29^\circ$  en rodilla,  $6.81 \pm 10.23^\circ$  en tibio-tarsiana, y rangos medios de pronación/supinación en la subastragalina de  $15.96 \pm 7.75^\circ / 13.56 \pm 5.67^\circ$ , respectivamente. Se observó como no todas las variables analizadas estuvieron correctamente contempladas en los test normativos, especialmente el mecanismo de pronosupinación en la articulación subastragalina. Esto permite pensar que los criterios normativos en las colchonetas podrían ser revisados considerando los efectos que la recepción produce en el gimnasta, fundamentalmente los relacionados con la estabilidad (o deformación de la colchoneta) y la absorción del impactos, evitándose de este modo futuras lesiones.

**Palabras clave:** Fuerza de impacto. Aceleración. Rango de movimiento. Normativa.

### SUMMARY

Certain material and sport equipment are analyzed by means of mechanical test suggested by standard criteria. In gymnastics, landing is one of the most important and dangerous actions that a gymnast takes, which are executed on a mat accredited by means of this test. Nevertheless, injuries continue being high, for this reason we considered as objective in this study: to analyze the effect of the mat properties on gymnast, as well as the mechanical test validity to predict these effects. Five gymnasts participated in this study, and we analyzed impact forces, acceleration (shank and head), and range of motion on the knee, hip, tibiotarsal and subastragaloid joints, after landing on six mat. Results show as gymnast modulated his execution based on mat characteristics, with average reaction force of  $4450 \pm 195.34$  N, maximum deceleration of  $15.57 \pm 0.54$  g at the shank and  $4.72 \pm 0.55$  g at the head, and average flexion movement of  $72.18 \pm 5.8^\circ$  at the hip joint,  $87.07 \pm 6.29^\circ$  at the knee joint,  $6.81 \pm 10.23$  at the ankle joint, and average of eversion/inversion movement of  $15.96 \pm 7.75^\circ / 13.56 \pm 5.67^\circ$  at the subastragaloid joint, respectively. Not all the biomechanical variables analysed were faithfully reproduced in the mechanical tests, especially the eversion/inversion movement at subastragaloid joint. This allows thinking that standard criteria on mats could be reviewed to consider the effects that landing cause on gymnast, related to stability (or mat deflection) and shock absorption essentially, avoiding several injuries during gymnast landing in a future.

**Key words:** Impact forces. Acceleration. Range motion. Standard.

Pedro Pérez Soriano<sup>1</sup>

Salvador Llana<sup>2</sup>

Enrique Alcántara<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Profesor ayudante doctor. Dpto. de educación física y deportiva. Universidad de Valencia  
<sup>2</sup>Titular de Universidad. Dpto. de educación física y deportiva. Universidad de Valencia  
<sup>3</sup>Investigador y responsable sección material y equipamiento deportivo. Instituto de Biomecánica de Valencia. Universidad Politécnica de Valencia

### CORRESPONDENCIA:

Pedro Pérez Soriano  
Gascó Oliag, 3. 46010 Valencia.  
E-mail: pedro.perez-soriano@uv.es

**Aceptado:** 22-11-2007 / Original nº 534

## INTRODUCCIÓN

En gimnasia, las principales cargas mecánicas a las que se enfrentan los gimnastas tanto en entrenamiento como en competición<sup>1</sup>, suceden durante la recepción<sup>2-5</sup>. Ésta no sólo es relevante para la puntuación final en competición, sino también por ser una de las acciones con elevado riesgo de lesión en gimnastas de ambos sexos<sup>6</sup>, debido fundamentalmente a: las elevadas magnitudes de los impactos, y la inestabilidad sobre la colchoneta<sup>4,6,7</sup>.

Entre el 55-65% de las lesiones en gimnasia se producen en las extremidades inferiores, y están relacionadas con su alta frecuencia de repetición<sup>8</sup>, con un 50-70 % de las lesiones en las extremidades inferiores localizadas en las articulaciones tibiotalar y rodilla<sup>4,9</sup>.

Nigg y Boobert<sup>10</sup>, McNitt-Gray, *et al.*<sup>9</sup>, Mills, *et al.*<sup>7</sup> afirman que un material y equipamiento deportivo deficiente está relacionado con un incremento de las lesiones. Y en este sentido, en gimnasia la colchoneta es uno de los elementos de protección más importantes y principal factor extrínseco de riesgo de lesión<sup>11</sup>. Considerando además, que durante la fase de vuelo se pueden alcanzar grandes alturas<sup>12</sup> cercanas a los 4 m<sup>13</sup>, la colchoneta desempeña una importante función en la absorción del impacto, dado que a mayor altura en la fase de vuelo, mayor es la fuerza de impacto durante la recepción: entre 10-14 veces el peso corporal (BW)<sup>4,14,15</sup>.

Respecto a otros deportes<sup>16-18</sup>, en gimnasia no se emplea calzado que pueda proteger las elevadas magnitudes de impacto o mejorar la estabilidad. En su lugar, las colchonetas son el único elemento que se interpone entre el pie del gimnasta y el suelo, y por lo tanto un posible factor de lesión<sup>3,19</sup>. Por ello, las propiedades de las colchonetas desempeñan un papel muy importante, y normativas como la de la Federación Internacional de Gimnasia (F.I.G) y la Normativa Europea (E.N 12503 -1), establecen criterios lo más estrictos y específicos posibles en las propiedades y características de las colchonetas.

Sin embargo, y pese a las citadas normas, la incidencia de lesiones sobre las colchonetas tiene un notable efecto<sup>3,20,21</sup>. Esto puede ser debido a varios motivos: a) que las colchonetas empleadas no respeten la normativa, en este caso, su uso no debería estar permitido (lo que a priori no parece probable, al menos en competiciones importantes), b) que los test mecánicos normativos no simulen correctamente o necesiten mejorar, la interacción del cuerpo con la colchoneta así como las estrategias empleadas por los gimnastas durante la recepción<sup>10,21,22</sup>, y c) que los test mecánicos normativos no registren todas las características y propiedades importantes en una colchoneta<sup>5,23</sup> como, por ejemplo, la velocidad de recuperación de la colchoneta o su comportamiento área-elástico y homogéneo.

Con todo ello, los principales objetivos planteados en el estudio han sido: (a) analizar el efecto de varios tipos de colchonetas sobre variables de tipo cinético (fuerzas de reacción) y cinemático (rangos de movimiento en cadera, rodilla, tobillo y, aceleración en tibia y cabeza) durante la recepción en colchonetas, y (b) analizar la validez de los ensayos normativos para predecir estas variables biomecánicas durante la recepción.

## METODOLOGÍA

Con antelación a los ensayos biomecánicos se realizó una selección de colchonetas en base a sus características mecánicas según la norma E.N 12503. Para ello, se fabricaron 23 prototipos de colchonetas con estructura y materiales similares a los que se utilizan en las colchonetas para gimnasia. De estos prototipos se extrajeron probetas, con unas dimensiones de 1 x 1 x 0.2 m para ser ensayadas según la norma "E.N 12503-4:2001 Determination of shock absorption test" (Figura 1). Mediante un acelerómetro uniaxial (ISO 6487) y con una frecuencia de muestreo de 500 Hz, se registraron las deceleraciones de una masa de 20 kg al impactar en la colchoneta tras caer desde una altura de 0.8 m. Se realizaron 10 repeticiones en cada colchoneta.

Mediante la aplicación Matlab.6<sup>®</sup>, se obtuvieron los máximos en las curvas de deceleración,

deformación y devolución de energía de cada colchoneta. Posteriormente, mediante el paquete estadístico SPSS.10® se realizó un análisis de dispersión y de varianza (ANOVA), con comparaciones múltiples post hoc (Bonferroni) para diferencias con un nivel de significación  $p < 0.05$ .

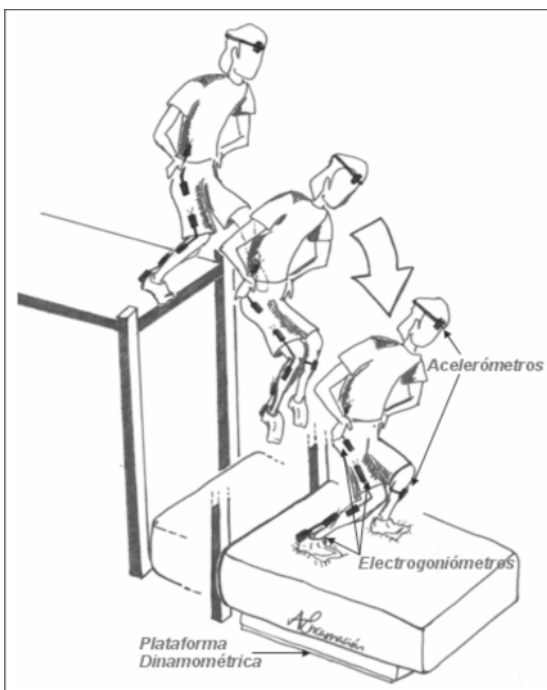
En los estudios biomecánicos participaron voluntariamente cinco gimnastas varones (peso:  $68 \pm 5.9$  Kg, estatura:  $1.71 \pm 0.07$  m) de alto nivel, a los cuales se les explicó el estudio y se les solicitó firmar un consentimiento de su participación voluntaria. Cada uno de ellos realizó 5 saltos dejándose caer desde una plataforma situada a una altura de 0.8 m (similar a la altura indicada por la normativa para la masa de 20 Kg), sobre cada una de las muestras de colchonetas seleccionadas.

El tipo de salto empleado, al igual que en otros estudios<sup>3,6,14,23</sup> fue un “*Drop landing*” con las siguientes especificaciones (Figura 2): (a) los gimnastas se dejaban caer de manera que la altura no superase los 0.8 m de referencia<sup>24</sup>, (b) las manos debían permanecer en las caderas durante toda la ejecución del salto, (c) el centro de gravedad debía descender lo más vertical posible, minimizando los desplazamientos horizontales<sup>24</sup>, y (d) el gimnasta debería estabilizarse lo antes posible tras el contacto en la colchoneta sin saltar. Para familiarizarse con este tipo de salto, con antelación al test, cada uno de los gimnastas realizó un calentamiento que incluía 5 de los saltos descritos anteriormente. Durante la realización de los test, y para evitar los posibles efectos de fatiga, se dejaron 30 segundos de recuperación entre saltos para una misma colchoneta, y 3 minutos entre diferentes colchonetas. Las variables de estudio y el instrumental utilizado fueron los siguientes:

- Las fuerzas de reacción, se obtuvieron mediante una plataforma dinamométrica Dinascan/IBV® 8.1 situada bajo la colchoneta (500 Hz).
- Las aceleraciones en tibia y cabeza, se registraron mediante dos acelerómetros uniaxiales de baja masa 3031 ICSSENSORS® (500 Hz).



**FIGURA 1.**  
Instrumentación para realizar el ensayo mecánico descrito en la norma E.N 12503-4:2001



**FIGURA 2.**  
Ensayo biomecánico propuesto para cuantificar el impacto en el gimnasta sobre diferentes colchonetas

- El rango de flexión/extensión en las articulaciones coxo-femoral, rodilla y tibio-tarsiana, así como el rango de pronosupinación en la articulación subastragalina, se obtuvieron

mediante electrogoniómetros biaxiales M180 Penny and Giles® (750 Hz).

Los datos obtenidos fueron analizados mediante la aplicación MATLAB. 6®, obteniéndose las curvas de la señal en función del tiempo, y se seleccionaron los siguientes parámetros:

- Máximos en las fuerzas de reacción del suelo (MAXF).
- Máximos en las aceleraciones de tibia (AT) y cabeza (AC).
- Valores máximos y mínimos en el rango de movimiento de las articulaciones coxo-femoral (CA), rodilla (RO), tibio-tarsiana (TO) y subastragalina (SU).

El tratamiento estadístico de estos parámetros mediante el paquete estadístico SPSS.10®, consistió en:

- Un análisis exploratorio de los diferentes parámetros obtenidos en las curvas de las señales obtenidas (mediante el empleo de diagramas de caja simple, resumidos por grupos de caso). Esto permitió eliminar 4 datos considerados muy anómalos ("outlayers").
- Un análisis de varianza (ANOVA), estableciéndose como factores fijos la colchoneta y el gimnasta como aleatorio, y como factores dependientes los parámetros selec-

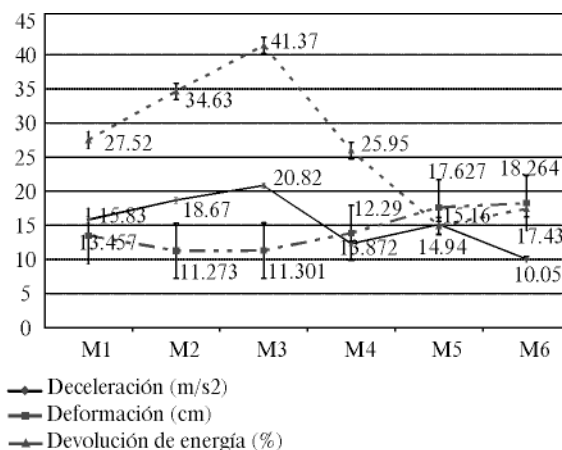
cionados. El modelo factorial utilizado fue completo con suma de cuadrados tipo III. Las diferencias significativas se evaluaron mediante comparaciones múltiples post hoc (Bonferroni) para las medias por gimnasta y colchoneta, con estadísticos descriptivos que emplearon un nivel de significación de  $p < 0,05$  (intervalo de confianza del 95%).

- Un análisis factorial de componentes principales con rotación varimax que permitió, primero identificar y, segundo, reducir a un número menor de factores que explicasen la mayoría de la varianza observada en los distintos parámetros. Los criterios seguidos en este análisis factorial fueron cuatro:
  - Las comunalidades obtenidas debían ser  $\geq 0,7$ .
  - Los valores propios después de la rotación debían ser mayores de 1.
  - Los resultados del porcentaje acumulado de la varianza deben ser lo más elevados posibles ( $\geq 80\%$ ).
  - La reducción de los factores y su agrupación en un número menor de componentes debían ser interpretables.
- Un análisis de correlaciones (Pearson), estableciéndose un nivel de significación de  $p < 0,05$  (intervalo de confianza del 95%).

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Resultados de los test mecánicos en las colchonetas: El ANOVA de cada variable analizada en los test E.N 12503-4:2001 sobre la muestra de 23 colchonetas, mostró diferencias significativas entre distintas colchonetas ( $p < 0.05$ ), así como un amplio rango en los resultados de deceleración ( $10.1 \text{ m/s}^2/20.8 \text{ m/s}^2$ ), deformación ( $106.1 \text{ mm}/190.2 \text{ mm}$ ) y devolución de energía ( $17.4\%/41.4\%$ ). Estos resultados permitieron seleccionar para el estudio, una muestra de 6 colchonetas con ciertas diferencias significativas en su comportamiento mecánico (Figura 3).

**FIGURA 3.**  
Selección de colchonetas con diferencias significativas en los Test EN 12503-4:2001



Resultados en los test con gimnastas:

El análisis de distintas variables cinéticas y cinemáticas del gimnasta durante la recepción, ha sido estudiado de diferentes formas. Algunos estudios<sup>24,25</sup> han analizado la recepción atendiendo al rango de movimiento de las extremidades inferiores. En cambio, otros al igual que éste<sup>3,6,9,19,23</sup>, han analizado la recepción empleando diferentes tipos de colchoneta, y como ésta afecta a la ejecución del gimnasta.

En este estudio en particular, respecto a las variables cinéticas analizadas, las magnitudes en las fuerzas de reacción mostraron una curva típica con un máximo claramente identificable (MAXF) (Figura 4), cuyo valor medio fue de  $4450 \pm 195.34$  N, y con una media en la magnitud del impacto (veces el peso corporal) distinta para cada colchoneta: 6.9 BW (M1), 7.4 BW (M2), 7.4 BW (M3), 6.3 BW (M4), 6.1 BW (M5) y 5.9 BW (M6).

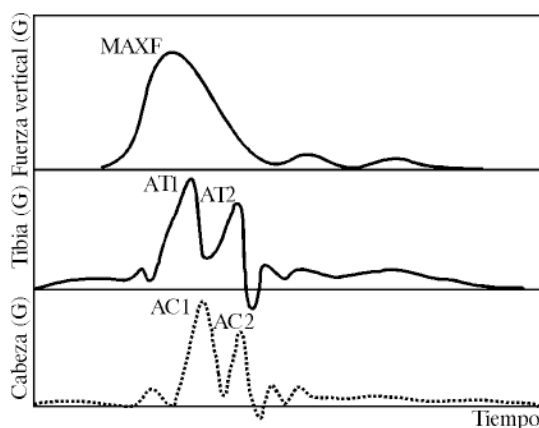
Estas fuerzas de reacción registradas durante la recepción, fueron similares a las reportadas en la literatura<sup>4,8,12,26</sup>. Así, la gráfica fuerza/tiempo presenta una curva caracterizada con un primer máximo en la componente vertical durante los primeros 30-50 ms tras el impacto, con valores en un rango comprendido entre 5.9 y 7.4 BW. Estas magnitudes, son superiores a los descritas en otras acciones deportivas como la carrera; 2.3 BW<sup>27</sup>, 1.6-3.0 BW<sup>28</sup>, la recepción tras un salto a pies juntos; 2.5 - 2.8 BW<sup>17</sup> o la recepción tras un salto en baloncesto: 4.1 - 6.0 BW<sup>29</sup>. Sin embargo, cuando las recepciones se realizan desde alturas superiores a las del presente estudio, los gimnastas llegan a superar las 10 BW<sup>14,15</sup>, pudiendo causar daño en estructuras internas del gimnasta si la magnitud del impacto fuera demasiado grande<sup>30</sup>.

Esta magnitud del impacto durante la recepción, no solo puede verse modificada por la altura o la habilidad técnica del gimnasta<sup>12,25,28</sup>, sino también por las propiedades de la colchoneta<sup>7,9,24</sup>. Y en este sentido, los resultados muestran como la colchoneta M6 respecto a la M1 reduce en un 10% las veces el peso corporal (BW) que soporta el gimnasta.

Respecto a las variables de acelerometría analizadas, los valores de deceleración mostraron claramente una curva típica con 2 máximos (Figura 4): de mayor magnitud en tibia (AT1 y AT2) que en cabeza (AC1 y AC2). Los valores registrados en tibia fueron unas 4 veces superiores a los obtenidos en cabeza ( $15.57 \pm 0.54$  g vs  $4.72 \pm 0.55$  g para el primer máximo y  $11.62 \pm 0.69$  g vs  $3.05 \pm 0.27$  g para el segundo máximo), lo que indica el gran efecto amortiguador de las articulaciones en las extremidades inferiores, tal y como muestran los estudios de cinemática<sup>6,9,12,13</sup>. En este sentido, no existen estudios publicados en gimnasia que analicen el impacto en la cabeza. Pero si en tibia, registrando Nigg<sup>31</sup> deceleraciones máximas en tibia de 28-35 g, muy superiores si se compararan con los valores de aceleración obtenidos en otras acciones como la marcha: 1-5 g<sup>32</sup>, la carrera a pie 12 g<sup>31</sup> o tras un salto: superiores a 25 g<sup>32</sup>.

En cuanto al efecto que posee la colchoneta sobre las fuerzas de impacto, la deceleración del gimnasta, y posteriormente los rangos de movimiento en las articulaciones analizadas, el ANOVA de las distintas variables analizadas (Tabla 1) mostró diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) según el tipo de colchoneta empleada. En este sentido, los máximos de deceleración de tibia y cabeza, tuvieron magnitudes superiores en aquellas colchonetas con mayores valores de deceleración en los test mecánicos: M1, M2 y M3 (Figura 3).

El análisis factorial realizado, permitió identificar 4 componentes o factores con un 84.8 % del



**FIGURA 4.** Gráfica temporal de la fuerza vertical de reacción y aceleración en tibia/cabeza

total de la varianza, mostrando como el tiempo en las variables de acelerometría y dinamometría es un indicativo de la rapidez con la cual se ha desarrollado la recepción y, considerando que las mayores fuerzas de reacción tras el impacto se producen a los 30-50 ms<sup>24,25</sup>, es evidente la dificultad que posee el gimnasta para reducir el impacto a través de su sistema músculo-esquelético. De este modo, los resultados muestran como los dos máximos de tibia y cabeza tras el impacto son de mayor magnitud a medida que el tiempo que los separa es menor, lo cual supone una dificultad para absorber el impacto. Respecto a la colchoneta, pese a cumplir norma en los resultados de deceleración, no parece ser suficiente para reducir el impacto, y obliga al gimnasta a poner en juego otros mecanismos, como por ejemplo un movimiento supinador del pie en colchonetas más duras<sup>19,23</sup>.

En cuanto a las adaptaciones cinemáticas empleadas por los gimnastas, diversos estudios han analizado la recepción<sup>6,9,12,19,24,25</sup> modificando el rango de movimiento de las extremidades inferiores, así como la altura del salto o tipo de colchoneta. Estos estudios muestran como en función de la técnica de recepción empleada, existen diferencias significativas en las distintas variables cinemáticas y cinéticas. En este sentido, los resultados mostraron una curva temporal en el rango de movimiento de las articulaciones

analizadas con diferentes máximos (Figura 5), y algunos de ellos con diferencias significativas, debidas en esta ocasión al tipo de colchoneta (Tabla 1), ya que tanto la técnica de recepción, la altura del salto y el tipo de colchoneta estuvieron controlados.

Durante la recepción, McNitt-Gray<sup>8</sup> cita que los grados de flexión articular en las extremidades inferiores tienden a incrementarse a medida que la rigidez de la superficie aumenta, permitiendo así un descenso del centro de gravedad controlado por la acción muscular inicialmente excéntrica, y posteriormente isométrica. De esta forma, el impacto se absorbe en gran parte por el sistema músculo-tendinoso, evitando que el tejido óseo y articular sufra un estrés potencialmente lesivo, y una vez alcanzando su punto más bajo, se inicie la extensión hasta estabilizarse en la colchoneta.

Sands, *et al.*<sup>33</sup> señalan que los ajustes en la mayor o menor flexión de cadera y/o rodilla dependen fundamentalmente de cada gimnasta. Sin embargo, y aunque no se observen diferencias significativas en el rango de flexo/extensión de cadera y rodilla, los resultados coinciden con otros autores<sup>3,24,28</sup> en que durante la fase de estabilización, a mayor deformación de la superficie, mayor es la flexión de cadera y rodilla, y menores las fuerzas de impacto.

**TABLA 1.**  
Resultados del ANOVA sobre las variables analizadas (media  $\pm$  SD, N=5)

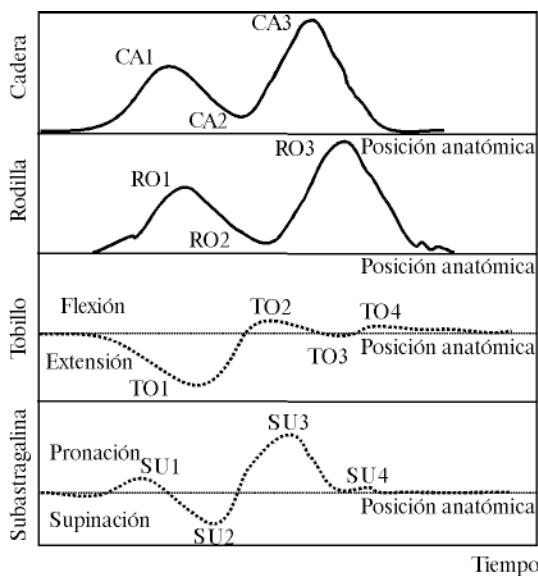
Variables	Colchonetas					
	M1	M2	M3	M4	M5	M6
AT1	<sup>5,6</sup> 14.81 (0.91)	<sup>4,6</sup> 15.36 (0.89)	<sup>4,6</sup> 15.57 (1.54)	<sup>2,3</sup> 14.07 (0.80)	<sup>1,3</sup> 13.56 (0.94)	<sup>1,3</sup> 11.62 (0.89)
AC1	<sup>4,6</sup> 4.5 (0.85)	<sup>4,6</sup> 4.72 (0.55)	<sup>4,6</sup> 4.55 (0.53)	<sup>1,3</sup> 3.46 (0.39)	<sup>1,3,6</sup> 4 (0.3)	<sup>1,3,5</sup> 3.05 (0.27)
MAXF	<sup>2,6</sup> 4605.67 (215.24)	<sup>1,4,6</sup> 4918.77 (176.24)	<sup>1,4,6</sup> 4903.94 (247.93)	<sup>1,3,6</sup> 4201.83 (149.81)	<sup>1,3</sup> 4105.31 (186.22)	<sup>1,4</sup> 3966.78 (196.58)
CA3	<sup>4</sup> 71.38 (5.22)	<sup>4</sup> 75.04 (5.13)	<sup>4</sup> 71.79 (4.77)	<sup>1,3,5,6</sup> 65.8 (6.06)	<sup>4</sup> 73.59 (5.45)	<sup>4</sup> 75.47 (7.2)
RO3	<sup>2</sup> 89.15 (5.07)	<sup>1,5,6</sup> 80.48 (5.97)	<sup>6</sup> 84.65 (5.53)	<sup>6</sup> 85.34 (4.15)	<sup>2</sup> 90.27 (6.23)	<sup>2,4</sup> 92.54 (10.76)
RO2	<sup>2,3</sup> 5.9 (7.37)	<sup>1,3,6</sup> 10.4 (5.88)	<sup>1,2,4,6</sup> 14.42 (2.12)	<sup>2,3</sup> 6.24 (3.43)	<sup>2,3</sup> 1.97 (7.65)	<sup>2,3</sup> 6.16 (8.66)
TO2	<sup>3,6</sup> 7.05 (5.03)	<sup>4,6</sup> 3.16 (6.2)	<sup>1,4,6</sup> 0.06 (5.91)	<sup>1,3</sup> 11.01 (6.38)	<sup>1,3</sup> 10.23 (5.65)	<sup>1,3</sup> 10.77 (4.87)
SU2	<sup>4,6</sup> 9.56 (8.7)	13.8 (5.56)	<sup>6</sup> 10.29 (5.8)	16.19 (4.6)	12.47 (4.48)	<sup>1,3</sup> 19.03 (4.87)
SU3	20.01 (7.82)	<sup>5,6</sup> 22.64 (7.71)	19.61 (8.62)	17.68 (6.26)	<sup>2</sup> 12.8 (6.3)	<sup>2</sup> 15.1 (9.81)

<sup>1</sup>Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) respecto a la M1, <sup>2</sup>Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) respecto a la M2, <sup>3</sup>Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) respecto a la M3, <sup>4</sup>Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) respecto a la M4, <sup>5</sup>Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) respecto a la M5, <sup>6</sup>Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) respecto a la M6.

Respecto a la articulación subatragalina, y coincidiendo con McNitt-Gray<sup>8</sup>, se observa como junto con la rodilla, es la articulación con mayores rangos de flexión tras el impacto, y con diferencias significativas en aquellas colchonetas con una mayor deformación (M4, M5, M6). Y en cuanto al movimiento de supinación y/o pronación de la subatragalina, los resultados no muestran grandes diferencias significativas entre las colchonetas, pero si una acción fundamentalmente pronadora cuando la deformación de la colchoneta aumenta<sup>19</sup>, y supinadora cuando disminuye<sup>23</sup>. Esto puede ser de interés para una mejor comprensión en la mecánica empleada por el gimnasta para estabilizarse, y analizar ciertos factores de lesión, tal y como sucede en estudios epidemiológicos de calzado deportivo<sup>16</sup>.

Finalmente, el análisis de correlaciones para pruebas paramétricas (Pearson) entre los diferentes factores de las variables biomecánicas analizadas, así como también entre éstas y las variables mecánicas, mostraron algunas correlaciones significativas ( $p < 0.01$ ). De este modo, los resultados permiten pensar que la recepción posee un alto potencial lesivo si las fuerzas de impacto son altas<sup>7,28,33</sup>, ya que una mala alineación de las extremidades respecto a la colchoneta podría provocar lesiones<sup>31</sup>. Además, si se considera la deformación de la colchoneta, ésta podría suponer un serio compromiso a las articulaciones implicadas, ya que una escasa deformación podría provocar un aumento de la carga en las extremidades inferiores, concretamente en tejidos biológicos como los ligamentos, tendones, huesos y cartílagos articulares<sup>10</sup>, que al sobrepasar su tolerancia, desemboquen en una lesión como las fracturas de los metatarsianos y hueso navicular, citadas por Weiker<sup>34</sup>.

Al margen de la ejecución del gimnasta, un elemento de protección como son las colchonetas podría reducir el número de lesiones, siempre y cuando reúnan las mejores propiedades para una rápida absorción del impacto y estabilización del gimnasta. Sin embargo, diversos autores<sup>8,20,35</sup> manifiestan que los criterios de la norma para analizar las propiedades en las colchonetas están basados en la necesidad de establecer una uni-



**FIGURA 5.**  
Gráfica temporal  
en el rango de  
movimiento de  
las articulaciones  
analizadas

formidad del equipamiento durante los permisos para la competición, y no en la distribución del impacto a través del sistema músculo-esquelético. Además de no considerarse otros factores importantes en la recepción como: la altura desde la cual se inicia la recepción<sup>14</sup>, la participación distinta de ambas piernas<sup>36</sup>, las estrategias individuales<sup>37</sup>, el tipo de recepción<sup>12,25</sup>, etc.

Algunos de los resultados obtenidos en este estudio, permiten avanzar en la hipótesis de que el ensayo normativo mediante test mecánicos no refleja lo que sucede en la realidad<sup>3,10,20,21</sup>, y que los test mecánicos empleados, no utilicen una metodología adecuada para prevenir los principales mecanismos de lesión en gimnasia<sup>5</sup>. En ese sentido, el análisis de correlaciones (Pearson) entre las variables mecánicas de la colchoneta y las variables biomecánicas en el gimnasta, muestra que:

- Los criterios establecidos por la norma para la deceleración se relacionan con los primeros máximos en tibia/cabeza y con la flexión/extensión de rodilla durante la recepción, por lo que a mayores deceleraciones en el test mecánico, mayor deceleración en tibia/cabeza, y mayor dificultad del gimnasta para reducir el impacto con una menor flexión de rodilla<sup>28</sup>.

- Los criterios establecidos por la norma para la deformación, se relacionan con los segundos máximos de aceleración en tibia/cabeza, de tal modo que un aumento de la deformación reduce la magnitud del impacto, pero el gimnasta invierte más tiempo en estabilizarse y detenerse encima de la colchoneta.
- Los criterios establecidos por la norma para la devolución de energía, se relacionan al igual que la deceleración, con la flexo/extensión de rodilla durante la recepción, donde una menor devolución de energía de la colchoneta, implica una mayor flexión de rodilla del gimnasta.

## CONCLUSIONES

Los resultados muestran que las propiedades de la colchoneta influyen tanto en la cinemática, como en la cinética del gimnasta. Sin embargo, éste modula su rango de movimiento articular para adaptarse a las características de la colcho-

neta, pero a partir de determinadas magnitudes de impacto, la capacidad de absorberlo por el aparato locomotor se ve comprometida. Considerándose estos aspectos, aunque el ensayo normativo permite predecir en gran parte, las magnitudes del impacto y su transmisión, así como la flexión articular en general para una altura de 0.8 m, no es así en cuanto al mecanismo de pronosupinación de la articulación subastragalina, de gran importancia en la amortiguación activa y relacionada con lesiones por inestabilidad en la colchoneta. Esto debería ser analizado en mayor profundidad y desde alturas de recepción similares a la competición, y en caso de ser necesario, modificar el ensayo normativo para simular una recepción más ajustada a la realidad.

## AGRADECIMIENTOS

Este estudio agradece la colaboración del I.B.V. (Instituto de Biomecánica de Valencia) y la financiación de la empresa TATAM SPORT by Serrano.

## B I B L I O G R A F Í A

1. **McNitt-Gray, JL.** Biomechanical factors contributing to successful landings. *USGF Sport Science Publication* 1992;9:19-25.
2. **McAuley E, Hudach G, Shiels K, Albright, Garrick J, Requa R, Wallace RK.** Injuries in women's gymnastics: the state of the art. *J Sports Med* 1987;15:558-65.
3. **McNitt-Gray JI, Yokoi T, Millward C.** Landing strategies used by gymnasts on different surfaces. *J. Appl. Biomech* 1994;10:237-52.
4. **Arampatzis A, Klapsing GM, Brüggemann GP.** The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of Electromyography Kinesiol* 2003;13:533-44.
5. **Pérez P, Llana S, Alcántara E.** Aplicación parcial de la metodología QFD para la identificación de las características y propiedades más importantes en el diseño de una colchoneta para la gimnasia deportiva. *Selección: revista española e iberoamericana de medicina de la educación física y el deporte* 2006;15:3-10.
6. **Arampatzis A, Brüggemann GP, Klapsing GM, Wiehn M.** A three dimensional lower leg-foot model to determine the influence of various gymnastic mats on foot during landings. *Med Sci Sports Exerc* 2002;4:130-8.
7. **Mills C, Pain MTG, Yeadon R.** Modelling a viscoelastic gymnastics landing mat during impact. *J. Appl. Biomech* 2006;22:103-11.
8. **McNitt-Gray JL.** Musculo-skeletal loading during landing. En: Zatsiorky, V.(ed) *Biomechanics in Sport*. London: Blackwell Science 2000;523-49.



9. **McNitt-Gray JL, Yokoi T, Millward C.** Landing strategy adjustments made by female gymnasts in response to drop height and mat composition. *J Appl Biomech* 1993;9:173-90.
10. **Nigg BM, Boobert M.** On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sport injuries. *J Biomech* 1990;23:3-12.
11. **Caine D, Cochrane B, Caine C, Zemper E.** An epidemiologic investigation of injuries affecting young competitive female gymnasts. *Am J Sports Med* 1989;17:811-20.
12. **Zhang SN, Bates BT, Dufek JS.** Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:812-9.
13. **Kerwin DG, Yeardon MR, Lee SC.** Body configuration in multiple somersault high bar dismounts. *Int. J. Sports Biomech* 1990;6:147-56.
14. **McNitt-Gray JL.** Kinematics and impulse characteristics of drop landing from three heights. *Int. J. Sports Biomech* 1991;7:201-4.
15. **Sands WA.** Injury prevention in women's gymnastics. *Sports med* 2000;30:359-73.
16. **Hennig EM, Milani TL.** In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *J Appl Biomech* 1995;11:299-310.
17. **Brizuela G, Ferrandis R, Llana S.** Aspectos epidemiológicos del calzado para baloncesto. *Archivos de medicina del deporte* 1996;55:391-6.
18. **Nigg BM, Khan A, Fisher V, Stefanyshyn D.** Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med Sci Sports Exerc* 1998;3:550-5.
19. **Arampatzis A, Klapsing GM, Brüggemann GP.** Orthotic effect of a stabilising mechanism in the surface of gymnast mats on foot motion during landings. *Journal of Electromyography Kinesiol.* 2005;15:507-15.
20. **Nigg BM.** The validity and relevance of the test used for the assessment of sports surfaces. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22:131-9.
21. **Gatto F, Swannell P, Neal R.** A force indentation relationship for gymnastic mats. *J Biomech Engineering* 1991;114:338-45.
22. **Gittoes MJ, Brewin MA, Kerwin DG.** Soft tissue contributions to impact forces simulated using a four-segment wobbling mass model of forefoot-heel landings. *Hum. Movement Sci* 2006;25:775-87.
23. **Pérez P, Llana S, Alcantara E.** Análisis del patrón de las presiones plantares durante la recepción en una colchoneta. *Archivos de Medicina del Deporte* 2007;24:13-23.
24. **Devita A, Skelly WA.** Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetic in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:108-15.
25. **Lees A.** Methods of impact absorption when landing from a jump. *Engineering in Medicine* 1981;10:207-11.
26. **Nigg BM, Boobert M.** On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sport injuries. *J Biomech* 1990;23:3-12.
27. **Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V.** The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech* 1999;32:1349-53.
28. **Dufek JS, Bates BT.** The evaluation and prediction of impact forces during landing. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22:370-77.
29. **Valiant GA, Cavanagh PR.** En: *Proceedings Biomechanics IX-B* (Editado por D.A. Winter, R.W. Norman, R.P. Well, K.C. Hayes). A study of landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe. Champaign I.L: Human Kinetics 1985:117-22.
30. **Butler R, Crowell H, Davis I.** Lower extremity stiffness: Implications for performance and injury. *Clin Biomech* 2003;18:551-17.
31. **Nigg BM.** Biomechanics load analysis and sport injuries in the lower extremities. *Sports Medicine* 1985;2:367-79.
32. **Loy DJ, Voloshin AS.** Biomechanics of stair walking and jumping. *J Sports Sci* 1991;9:137-49.
33. **Sands WA, Caine D, Borms J.** Scientific aspects of women's Gymnastics. En: Borms J, Hebbelinck M, Hills AP. *Medicine and Sport Science*. Basel: Karger 2003;33-5.
34. **Weiker GG.** Injuries in club gymnastics. *J Sports Med Phys Fitness* 1984;13:63-6.
35. **Gros H, Leikov H.** En *Proceedings of the 12th symposium of the International Society of Biomechanics in Sports* (Editado por A. Barabas, G.

- Fabian). Safety considerations for gymnastics landing mats –properties, construction, standards and use. 1994:194-7.
- 36. Panzer VP, Wood GA, Bates BT, Mason BR.** En *Proceedings of the Biomechanics XI-B, International Series On Biomechanics* (editado por G. de Groot, P. Hollander, P. Huijing, G. van Ingen Schenau). Lower extremity loads in landing of elite gymnasts, Amsterdam: *Free University Press* 1988:721-35.
- 37. Nigg BM, Yeadon MR.** Biomechanical aspects of playing surfaces. *J Sports Sci* 1987;5:117-45.