

# Evaluación de variables biomecánicas tras la recepción en colchonetas y su relación con los criterios mecánicos de la normativa

---

P. PÉREZ SORIANO, S. LLANA BENLLOCH

Departamento de Educación Física y Deportiva. Universitat de València.

## Introducción

En gimnasia, las principales cargas mecánicas a las que se enfrentan los gimnastas, tanto en entrenamiento como en competición, suceden durante la recepción (McAuley y cols., 1987; McNitt-Gray, J.L y cols. 1994; Arampatzis y cols. 2003; Pérez, 2004). Estas elevadas magnitudes de impacto, junto con la inestabilidad sobre la colchoneta, suponen un elevado riesgo de lesión (Arampatzis y cols. 2002; 2003).

La colchoneta, es uno de los elementos de protección más importantes en gimnasia, y único elemento que se interpone entre el pie del gimnasta y el suelo. Por lo tanto, las propiedades de la misma desempeñan un papel muy importante en la protección y prevención de lesiones (Pérez, 2004). Algunos autores (Goodway y cols. 1989) indican que existe una asociación entre un incremento de lesiones y deficiencias en este tipo de material protector. Ante esta evidencia, diversos organismos internacionales (Federación Internacional de Gimnasia, Comisión Europea) han desarrollado normas (FIG, EN 12503) que establecen los criterios mínimos que deben cumplir las colchonetas.

Sin embargo, y pese a estas normativas, el número de lesiones atribuibles al uso de un material protector inadecuado no disminuye. Esto puede ser debido (a) a que las colchonetas empleadas no respeten la normativa o (b) que estas normativas no analicen todas las propiedades importantes o que lo hagan de forma incorrecta. La primera causa citada no parece muy probable, al menos en la competición de alto nivel. Sin embargo, diversos

autores (Nigg, 1990; Pérez y cols. 2006a) han apuntado la posibilidad de que muchos de los procedimientos y test empleados no son los adecuados para analizar las propiedades de las colchonetas, dado que no reflejan la interacción real del cuerpo con la superficie de recepción ni las estrategias empleadas por los gimnastas durante la recepción.

Los principales objetivos planteados en este estudio han sido: (a) analizar el efecto que tienen colchonetas con diferentes propiedades sobre variables de tipo cinético y cinemático durante la recepción de los gimnastas, y (b) analizar la validez de los ensayos normativos para predecir dichas variables.

## Metodología

Sobre una muestra de 23 colchonetas, se seleccionaron 6 colchonetas en base a su comportamiento mecánico según los resultados obtenidos en el test «EN 12503-4:2001 *Determination of shock absorption test*», mediante un acelerómetro uniaxial (ISO 6487) que permitió registrar las deceleraciones de una masa de 20 kg al impactar en la colchoneta tras dejarla caer desde una altura de 0,8 m.

En el estudio biomecánico, participaron voluntariamente cinco gimnastas varones (peso:  $68 \pm 5,9$  kg, estatura:  $1,7 \pm 0,07$  m) de alto nivel. Cada uno de ellos realizó 5 saltos, dejándose caer, desde una plataforma situada a 0,8 m de altura, sobre cada una de las 6 colchonetas de la muestra seleccionadas.

El tipo de salto empleado, al igual que en otros estudios (McNitt-Gray y cols., 1994; Brian, y cols. 2001; Arampatzis y cols., 2002) fue el «Drop Jump» con alguna modificación para garantizar la uniformidad de los mismos.

---

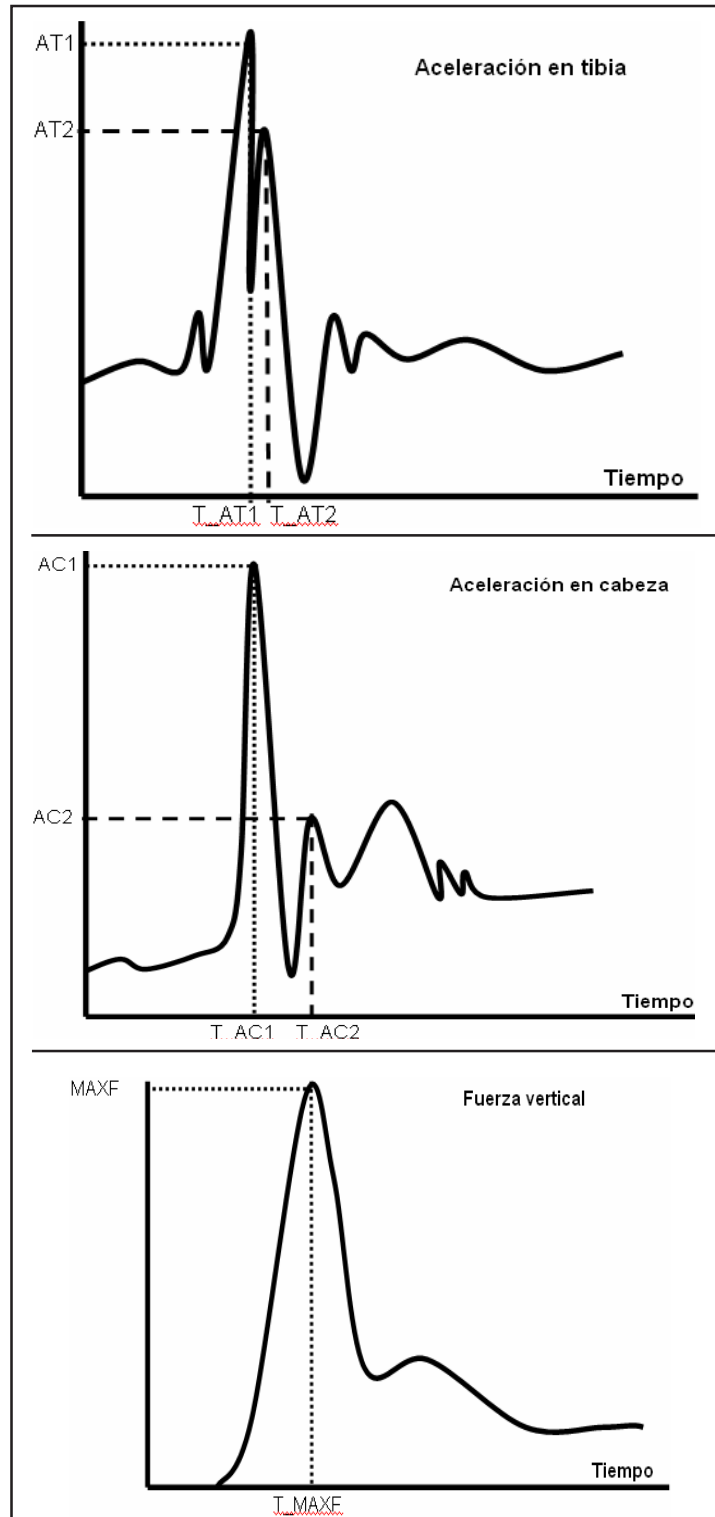
Correspondencia:  
pedro.perez-soriano@uv.es  
salvador.llana@uv.es

Las variables de estudio analizadas fueron:

- Cinéticas: fuerzas de reacción, registradas mediante una plataforma dinamométrica Dinascan/IBV® 8.1,
- Cinemáticas: (a) aceleraciones en tibia y cabeza, mediante dos acelerómetros uniaxiales modelo 3031 ICSENSORS® y (b) rango de flexión/extensión en las articulaciones coxo-femoral, rodilla

y tibio-tarsiana y el rango de prono/supinación en la articulación subastragalina, mediante 3 electrogoniómetros biaxiales modelo M180 Penny and Giles®.

Los datos obtenidos fueron analizados mediante la aplicación MATLAB. 6®, obteniéndose los máximos en las fuerzas de reacción del suelo (MAXF), máximos en las aceleraciones de tibia



**Figura 1.** Gráfica temporal aceleración en tibia - cabeza y fuerzas verticales de reacción

(AT) y cabeza (AC) y los valores máximos y mínimos en el rango de movimiento de las articulaciones coxo-femoral (CA), rodilla (RO), tibio-tarsiana (TO) y subastragalina (SU).

Posteriormente se realizó un análisis estadístico sobre estos parámetros mediante el paquete estadístico SPSS.10<sup>®</sup>, consistente en un análisis de varianza estableciéndose como factores fijos la colchoneta y el gimnasta como aleatorio, y como factores dependientes los parámetros seleccionados, un análisis factorial de componentes principales con rotación varimax, y finalmente un análisis de correlaciones (Pearson).

## Resultados

El ANOVA realizado sobre los resultados del test EN 12503-4:2001 en la muestra de 23 colchonetas dio resultados estadísticamente

significativos ( $p < 0,05$ ), lo que permitió seleccionar 6 colchonetas representativas del rango de resultados obtenidos.

La figura 1 y 2 muestran las curvas típicas obtenidas para las fuerzas de reacción, aceleraciones en tibia y cabeza, y valores angulares de movimiento de las articulaciones citadas. El ANOVA realizado (tabla 1) mostró que casi todos los parámetros de las variables de estudio eran dependientes ( $p < 0,05$ ) del tipo de colchoneta, y dado el elevado número de estos parámetros, se realizó un análisis factorial, identificándose cuatro componentes (factores) que representaban con un 84,78 % el total de la varianza en el caso de las variables cinéticas y de acelerometría, y 9 componentes, que explican el 82,72 % el total de la varianza, para las variables de electrogoniometría.

Finalmente, el análisis correlaciones para pruebas paramétricas (Pearson) entre los diferentes

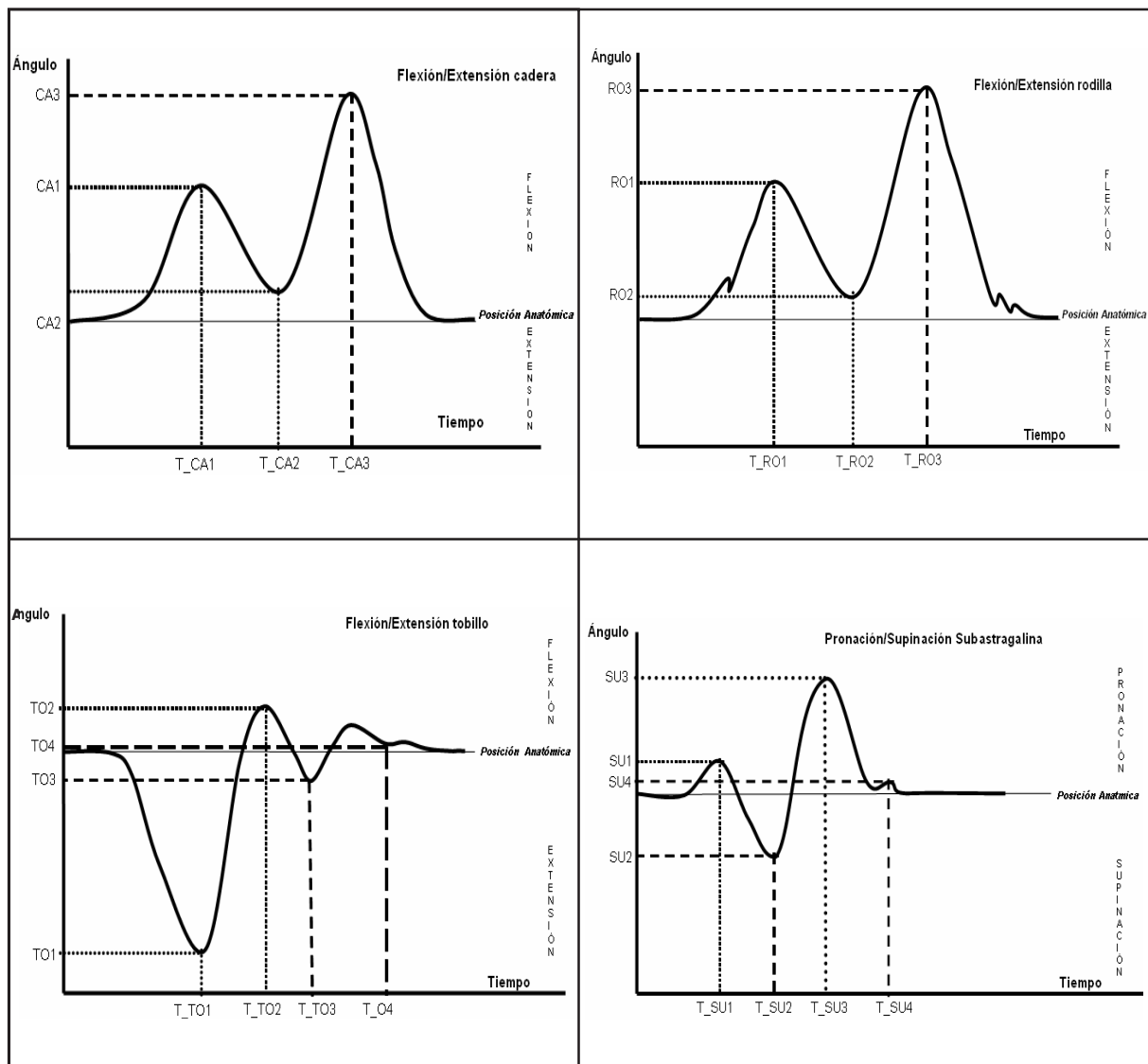


Figura 2. Graficas temporales en el rango de movimiento de las articulaciones analizadas

factores de las variables biomecánicas analizadas, así como también entre éstas y las variables mecánicas, mostraron algunas correlaciones significativas ( $p < 0,01$ ).

## Discusión

Las fuerzas de reacción presentan una curva característica similar a la de otros estudios. Tal y como cita McNitt-Gray (en Zatsiorki, 2000), se observa un rápido incremento en las magnitudes de fuerza vertical principalmente durante los primeros 50 ms tras el impacto, alcanzándose magnitudes entre las 6,1 BW – 7,3 BW, similares a las obtenidas en otros estudios (Zhang y cols. 2000). No obstante, en competición, los gimnastas desarrollan magnitudes muy superiores durante la recepción, llegando incluso a superar las 10 veces el peso corporal (McNitt-Gray, 1991).

En cuanto a las variables de acelerometría analizadas, se observaron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) en tibia y cabeza según el tipo de colchoneta empleada, alcanzándose magnitudes comprendidas entre 11,62 g // 15,57 g en tibia y menores magnitudes en cabeza (entre 3,05 g // 4,72 g). En este sentido, si se comparan estos resultados con los obtenidos en otros estudios donde únicamente se han analizado las magnitudes en tibia, son muy similares en acciones como la carrera sobre asfalto (entre 10-14 g) (Nigg y cols. 1985), o en la recepción sobre suelo desde aproximadamente 0,30 m (Brian, y cols. 2002). Sin embargo, algunos estudios (McNitt-Gray y cols. 1993: 1994; Zhang y cols. 2000; Arampatzis y cols. 2002) muestran como en función de la altura, así como el tipo de colchoneta desde la cual se recibe, se podrían incrementar o disminuir las variables analizadas.

Colchonetas						
Variables	C1	C2	C3	C4	C5	C6
<b>AT1</b>	<sup>5,6</sup> 14,81 (0,91)	<sup>4,5,6</sup> 15,36 (0,89)	<sup>4,5,6</sup> 15,57 (1,54)	<sup>2,3</sup> 14,07 (0,80)	<sup>1,2,3</sup> 13,56 (0,94)	<sup>1,2,3</sup> 11,62 (0,89)
<b>AC1</b>	<sup>4,5,6</sup> 4,5 (0,85)	<sup>4,5,6</sup> 4,72 (0,55)	<sup>4,5,6</sup> 4,55 (0,53)	<sup>1,2,3</sup> 3,46 (0,39)	<sup>1,2,3,6</sup> 4 (0,3)	<sup>1,2,3,5</sup> 3,05 (0,27)
<b>MAXF</b>	<sup>2,3,4,5,6</sup> 4605,67 (215,24)	<sup>1,4,5,6</sup> 4918,77 (176,24)	<sup>1,4,5,6</sup> 4903,94 (247,93)	<sup>1,2,3,6</sup> 4201,83 (149,81)	<sup>1,2,3</sup> 4105,31 (186,22)	<sup>1,2,3,4</sup> 3966,78 (196,58)
<b>CA3</b>	<sup>4</sup> 71,38 (5,22)	<sup>4</sup> 75,04 (5,13)	<sup>4</sup> 71,79 (4,77)	<sup>1,2,3,5,6</sup> 65,8 (6,06)	<sup>4</sup> 73,59 (5,45)	<sup>4</sup> 75,47 (7,2)
<b>RO3</b>	<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>2,3,4</sup> 92,54 (10,76)
<b>RO2</b>	<sup>2,3</sup> 5,9 (7,37)	<sup>1,3,4,5,6</sup> 10,4 (5,88)	<sup>1,2,4,5,6</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)
<b>TO2</b>	<sup>3,4,5,6</sup> 7,05 (5,03)	<sup>4,5,6</sup> 3,16 (6,2)	<sup>1,4,5,6</sup> 0,06 (5,91)	<sup>1,2,3</sup> 11,01 (6,38)	<sup>1,2,3</sup> 10,23 (5,65)	<sup>1,2,3</sup> 10,77 (4,87)
<b>SU2</b>	<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)
<b>SU3</b>	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 C1, <sup>2</sup> Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) respecto a la C2, <sup>3</sup> Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) respecto a la C3, <sup>4</sup> Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) respecto a la C4, <sup>5</sup> Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) respecto a la C5, <sup>6</sup> Diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0,05$ ) respecto a la C6,						

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

El análisis factorial realizado en las variables de acelerometría y dinamometría, ha permitido obtener relaciones de interés entre los primeros y segundos máximos de aceleración en tibia y cabeza, así como en las fuerzas de reacción. Estas relaciones muestran la aparición de los primeros máximos de aceleración en tibia/cabeza con un escaso intervalo de tiempo tras el contacto con la colchoneta, lo cual implica la dificultad de los gimnastas para absorber el impacto, así como la poca absorción de las colchonetas. Respecto a los segundos máximos de aceleración en tibia y cabeza, fueron de mayor magnitud cuanto menor era el intervalo de tiempo entre los dos máximos. Lo que está indicando que, a mayor rapidez en la transmisión del impacto, menor capacidad de disipación del mismo. Se observa que las cargas a las que se ve sometido el cuerpo del gimnasta son muy elevadas y muy rápidas. Por tanto, cabe pensar que las colchonetas, a pesar de cumplir la norma, no son capaces de amortiguar lo que sería deseable, con lo que el gimnasta se ve obligado a poner en juego mecanismos propios de amortiguación.

En el caso de los movimientos de las articulaciones de los miembros inferiores, los resultados muestran una mayor flexión de cadera (CA2), de rodilla (RO3) y de tobillo (TO2) a medida que la deformación de la superficie aumenta. Estos resultados son coincidentes con los de Devita y cols. (1992) y de McNitt-Gray. (1994)

En cuanto a la acción de tobillo, se observa una acción fundamentalmente pronadora cuando la deformación de la colchoneta aumenta, y supinadora cuando disminuye, lo cual puede ser de interés para una mejor comprensión de la mecánica empleada por el gimnasta al estabilizarse, o comprender ciertos factores de lesión, tal y como sucede en estudios epidemiológicos de calzado deportivo (Brizuela y cols. 1996, Llana 1998).

El análisis de correlaciones (Pearson) realizado mostró algunas relaciones de interés que inducen a pensar en que las recepciones tienen un alto potencial lesivo. Así, cuando las fuerzas de impacto son altas, el gimnasta compensa la falta de protección mediante mayor flexión y pronosupinación, si, además, esto se asocia a una mayor deformación de la colchoneta, puede ponerse en serio compromiso a las articulaciones. La falta de amortiguación, provoca un aumento de la carga en tejidos biológicos (ligamentos, tendones musculares, huesos y cartílagos articulares) de las extremidades inferiores (Nigg & Bobbert., 1990), y, si se sobre pasa su tolerancia, puede desembocar en lesiones

como fracturas de los metatarsianos y hueso navicular (Weiker, 1985).

Se plantea además, la hipótesis de que el ensayo normativo no refleje lo que sucede en la realidad y no prediga adecuadamente las variables biomecánicas en el deportista durante la recepción. Así, los resultados en el análisis de correlaciones (Pearson) muestra como:

a) 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.

b) Los criterios establecidos por la norma para la deformación, se relacionan con los segundos máximos de aceleración en tibia/cabeza, de tal modo que el aumento en la deformación reduce la magnitud del impacto, pero el gimnasta invierte más tiempo en estabilizarse y detenerse encima de la colchoneta.

c) Los criterios establecidos por la norma para la devolución de energía, se relacionan al igual que la deceleración, con la flexión/extensión de rodilla durante la recepción, donde una menor devolución de energía de la colchoneta implica una mayor flexión de rodilla del gimnasta.

## Conclusión

A modo de resumen, se puede indicar que las colchonetas son un eficaz sistema de protección para los gimnastas, tanto más, cuanto más rápido absorban el impacto y devuelvan la estabilidad al gimnasta. Sin embargo, esto no siempre es así. Los intentos por conseguir normativas que garanticen unas colchonetas que cumplan los citados requisitos no han dado el fruto deseado, motivo por el que diversos autores han planteado sus dudas sobre su utilidad. Posiblemente, estas normas se puedan mejorar modificando los actuales test, que se basan en caídas de masas inertes, e introduciendo test que simulen mejor la biomecánica de los gimnastas durante las recepciones.

## Agradecimientos

Este estudio ha sido desarrollado gracias a la colaboración del I.B.V. (Instituto de Biomecánica de Valencia) y a la financiación de la empresa *TATAM SPORT by Serrano*.

## Bibliografía

1. **Sands, W.A; Caine, D.J; Borms J.** (2003). Scientific aspects of women's Gymnastics. Borms, J; Hebbelinck, M; Hills, A.P. (Eds). *Medicine and Sport Science*, (Vol.45).Karger. pp.33-35.
2. **McAuley, E; Hudach, G; Shiels, K; Albright; Garrick, J; Requa, R; Wallace, R.K.** (1987). Injuries in women's gymnastics: the state of the art. En *J. Sports Med.* 15: 558-565.
3. **McNitt-Gray, J.I; Yokoi, T; Millward, C.** (1994) Landing strategies used by gymnasts on different surfaces. En *Journal Applied biomechanics.* 10; 237-252.
4. **Arampatzis, A; Klapsing, G.M; Brüggemann, G.P.** (2003). The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of electromyography and kinesiology* 13, pp. 533-544.
5. **Pérez, P.** 2004. Análisis de parámetros biomecánicos durante la recepción en colchonetas y su influencia en los mecanismos de lesión en gimnasia deportiva. [Tesis Doctoral]. 2004 Valencia (España). Universitat de València.
6. **Arampatzis, A; Brüggemann, G.P; Klapsing, G.M; Wiehn, M.** (2002). A three dimensional lower leg-foot model to determine the influence of various gymnastic mats on foot during landings. En *Medicine and Science in Sport and Exercise.* 130-138.
7. **McNitt-Gray, J.I; Yokoi, T; Millward, C.** (1993) Landing strategy adjustments made by female gymnasts in response to drop height and mat composition. *Journal Applied Biomechanics. Human Kinetics, Champaign (IL).* 9: 173-190.
8. **Goodway, J. D; McNaught-Davis, J.P; White, J.** (1989). The distribution of injuries among young female gymnasts in relation to selected training and environmental factors. In; Beunen, G (Ed). *Children and Exercise XIV. Band 4. Schriftenreihe der Hamburg-Mannheimer-Stiftung für Informationsmedizinf Enke Verlag.*
9. **Zhang, S.N; Bates, B.T; Dufek, J.S.** (2000) Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. En *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 32 pp. 812-819.
10. **Pérez, P; LLana, S, Alcantara, E.** (2006). Aplicación parcial de la metodología QFD para la identificación de las características y propiedades más importantes en el diseño de una colchonetas para la gimnasia deportiva». Selección: revista española e iberoamericana de medicina de la educación física y el deporte). Volumen: 15 Número: 1 Páginas, inicial: 3 final: 10 Año: 2006
11. **Nigg, B.M.** (1990). The validity and relevance of the test used for the assessment of sports surfaces. En *Med. Science in Sports and Exercise.* 22; 131-139
12. **Brian, P; Self, P; Paine, D.** (2002). Ankle biomechanics during four landing techniques. En *Medicine & science in Sports & exercise.* 1338-1344
13. **McNitt-Gray, J.I.** (2000). Musculoskeletal loading during landing. En Zatsiorsky (ed). *Biomechanics in Sport* London, Blackwell Science Ltd. PP523-549 Charper 25.
14. **Brizuela, G.A.** (1996) Aportaciones al diseño de calzado para la práctica de baloncesto: Análisis biomecánico de la influencia de calzado sobre el salto vertical y sobre el rendimiento. [tesis doctoral] Valencia (España). Universidad de Valencia.
15. **Llana, S.** (1998) Análisis del calzado técnico de tenis atendiendo a criterios epidemiológicos, de confort y biomecánicos. Tesis doctoral] Valencia (España). Universidad de Valencia.
16. **Nigg, B. M.** (1985). Biomechanics, load analysis and sport injuries in the lower extremities. En *Sports Medicine.* 2: 367-379.
17. **Nigg, B.M; Boobert, M.** (1990). On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sport injuries. *Journal of biomechanics* 23 (1), 3-12.
18. **Weiker, G. G.** (1985). Injuries in club gymnastics. En *Phys. Sportsmed.* 13: 63-66.