

## Diferencias funcionales en la musculatura de la rodilla en jugadoras profesionales de voleibol

### *Functional differences on knee musculature in professional female volleyball players*

Diez Vega, I.<sup>2</sup>, Rodríguez-Matoso, D.<sup>1</sup>, Fernández-del Valle, M.<sup>2</sup>, Sagastume, R.<sup>3</sup>, Estevez, R.<sup>2</sup>, Molina, J.J.<sup>2</sup>, Rodríguez-Ruiz, D.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.

<sup>2</sup> Universidad Europea de Madrid.

<sup>3</sup> Universidad de País Vasco.

#### **Dirección de contacto:**

Ignacio Díez: IGNACIO.DIEZ@uem.es

Fecha de recepción: 12 de Diciembre de 2011

Fecha de aceptación: 22 de Diciembre 2011

#### **RESUMEN**

El propósito del presente estudio, ha sido utilizar la TMG como instrumento de evaluación de las características mecánicas de la musculatura de jugadoras de voleibol de alto nivel competitivo, y detectar las diferencias en la respuesta muscular del vasto medial (VM), recto femoral (RF), vasto lateral (VL) y bíceps femoral (BF). Se evaluaron 63 mujeres, pertenecientes a 6 equipos de la superliga femenina española. Todas las jugadoras evaluadas presentan valores en la velocidad de respuesta ( $V_{rn}$ ) más elevados en VL y VM que en RF y BF. Siendo más acuciada la diferencia respecto al BF, con independencia del puesto específico de la jugadora. Por otro lado, las Colocadoras, las Centrales y las Receptoras y en menor caso en las Líberos son las jugadoras que presentan mayores desequilibrios musculares, en lo que se refiere a la velocidad de respuesta de la musculatura encargada de la extensión (VM, RF y VL) y de la flexión (BF) de la articulación de la rodilla. En cambio, las Opuestas presentan un mayor equilibrio funcional entre esta musculatura del tren inferior. Por último, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las distintas posiciones específicas de juego. Pero, sí se han obtenido datos que nos hacen pensar en exigencias físicas y técnicas que hacen distinguir a unas jugadoras de otras en función de su puesto y que repercuten en el riesgo de lesión y en la individualización del trabajo preventivo y compensatorio.

**Palabras clave:** tensiomiografía, músculo, lesiones, rodilla, voleibol.

**ABSTRACT**

The purpose of this study was to use TMG as a tool to evaluate mechanical properties of knee musculature, and detect response differences between vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and biceps femoris (BF) in high performance female volleyball players. We assessed 63 women of 6 Women Super-League Spanish teams. All participants presented more elevated values on the muscle speed response (Vrn) in VL and VM than RF and BF. Being greater the difference compared to BF due to the specific position of the player. However, setters, middle blockers and outside hitters and, in lesser extent, liberos are the players who have greater muscular imbalances in regard to the speed response of extensor (VM, RF and VL) and flexor musculature (BF) of the knee joint. On the other hand, opposite hitters have a higher functional balance in the lower body musculature. Finally, no statistically significant differences were found between specific positions, but we obtained data that suggest that physical and technical requirements are different depending on the position. Those different requirements could have repercussions in the risk of injury, and in the individualized planning of preventive and compensation work.

**Keywords:** tensiomyography, muscle, injuries, knee, volleyball.

**Agradecimientos**

A todos los clubes, técnicos, jugadoras y jugadores que han tomado parte en este estudio, financiado por el Consejo Superior de Deportes (06/UPR10/10).

**INTRODUCCIÓN**

Atendiendo a las características propias de las acciones técnicas del voleibol, podemos observar que desde el punto de vista mecánico, las jugadoras realizan un movimiento que se conoce como *mecanismo de triple extensión* (extensión de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera). Este mecanismo resulta especialmente útil en gran parte de los gestos técnicos, y especialmente en aquellos que involucran al salto (Rodríguez-Ruiz, 1999).

El desarrollo de dichos gestos depende del buen hacer de las deportistas, y su eficacia depende de factores técnicos, tácticos y condicionales. También resulta determinante el proceso de aprendizaje y automatización que la jugadora haya experimentado durante su formación. En este sentido, la especialización para poder llegar al alto rendimiento en una modalidad deportiva implica una estandarización de los métodos de entrenamiento para lograr adaptaciones estructurales y neurales que respondan adecuadamente a las exigencias propias de la actividad a desarrollar y a la posición de juego que ocupa la jugadora.

Las diferencias morfológicas, musculares y condicionales que existen entre las jugadoras que ocupan puestos específicos distintos, pueden convertirse en variables cualitativamente diferenciadoras del rendimiento y de la predisposición a lesión. En este sentido, la mayor activación de la musculatura isquiotibial que

se observa en el aterrizaje después del salto y/o la co-activación que se produce entre la musculatura flexora y extensora de la articulación de la rodilla durante los saltos o los cambios de dirección (Decker et al., 2003; Ford et al., 2006; Hewett et al., 2006; Hughes et al., 2008 y Orishimo et al., 2009; Kernozek et al., 2005; Lephart et al., 2002; Malinzak et al., 2001; Pappas et al., 2007; Padua et al., 2005; Salci et al., 2004; Yu et al., 2006), son los orígenes que pueden llevar a la jugadora a lesión o a no conseguir el rendimiento deseado.

Por estas razones, es necesario realizar una evaluación muy precisa, individualizada y localizada, de aquellas estructuras musculares que con mayor frecuencia son utilizadas en la práctica del voleibol. En este sentido, la tensiomiografía (TMG), se muestra como un método de diagnóstico, no invasivo, que no requiere ningún esfuerzo por parte del sujeto al que se aplica y que puede ser especialmente útil en el control de estructuras musculares. Esta técnica se utiliza para evaluar la rigidez, las características mecánicas y la capacidad contráctil de los músculos superficiales cuando son activados por un estímulo eléctrico de intensidad controlada (Dahmane et al., 2000; Dahmane et al., 2001; Dahmane et al., 2005; Dahmane et al., 2006; Pisot et al., 2002; Simunic, 2003; Valencic, 1990; Valencic y Knez, 1997; Valencic et al., 2000; Valencic et al., 2001;). Mide los cambios geométricos (desplazamiento radial)

que ocurren en el vientre muscular cuando se produce la contracción. Estos parámetros, expresados por el desplazamiento del sensor y por el tiempo en que éste se produce, son utilizados para evaluar la rigidez muscular y el balance entre estructuras musculares, cadenas musculares (flexora-extensora) o extremidades (derecha-izquierda).

El propósito del presente estudio, ha sido utilizar la TMG como instrumento de evaluación de las características mecánicas de la musculatura flexora y extensora de la rodilla en jugadoras de voleibol de alto nivel competitivo, y detectar las diferencias en la respuesta muscular del vasto medial (VM), recto femoral (RF), vasto lateral (VL) y bíceps femoral (BF) en función del puesto específico que ocupan en sus equipos.

## METODOLOGÍA

### Muestra

Se evaluaron 63 mujeres, pertenecientes a 6 equipos de la superliga femenina española, divididas en 10 Colocadoras, 10 Opuestas, 18 Centrales, 18 Receptoras y 7 Liberos. Los músculos analizados fueron Vasto Medial (VM), Recto Femoral (RF), Vasto Lateral (VL) y Bíceps Femoral (BF), por entender que son los más relevantes en las acciones técnicas de salto y desplazamientos específicos.

Todos las participantes fueron informados del riesgo potencial asociado al estudio y firmaron el consentimiento escrito, previamente aprobado por el Comité Ético de Investigación de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, siguiendo los criterios de la Declaración de Helsinki para la investigación con seres humanos.

### Procedimiento de medición

La TMG utiliza un sensor de presión colocado sobre el vientre muscular del músculo seleccionado, asegurándonos de que se encuentra colocado perpendicularmente al vientre muscular (Valencic y Knez, 1997) y con la posición del segmento a evaluar siguiendo las recomendaciones del fabricante (Djorjevic et al., 2000; Gorelick y Brown, 2007; Simunic y Valencic, 2001). Para provocar la contracción se aplica una corriente eléctrica bipolar, de intensidad única (110 mA) y un milisegundo de duración, a través de dos electrodos situados en los extremos proximal y distal del músculo, no afectando a los tendones de inserción (Knez y Valencic, 2000; Simunic, 2003; Valencic, 2002) y con una pausa entre estímulo para evitar el fenómeno de activación post-tetánica (Belic et al., 2000; Rodríguez-Matoso, et al. 2010; Simunic, 2003). La reproducibilidad del método y la validez del protocolo experimental que emplea la TMG han sido estudiadas en diferentes

Diez Vega, I., Rodríguez-Matoso, D., Fernández-del Valle, M., Sagastume, R., Estevez, R., Molina, J.J., Rodríguez-Ruiz, D. trabajos presentándose como una herramienta de alta precisión (Belic et al., 2000; Dahamane et al., 2000; Krijzaj, 2008; Rodríguez-Matoso et al., 2010; Simunic, 2001 y 2003; Tous-Fajardo et al., 2010).

Una vez evaluado el músculo deseado, se dispone de información numérica sobre la magnitud de los desplazamientos radiales de las fibras transversales musculares y del momento en que estos se producen (Simunic, 2003; Valencic y Knez, 1997). De todos los datos obtenidos nos centramos en el estudio de la *Velocidad de respuesta normalizada* ( $V_{rn}$ ).

La *Velocidad de respuesta normalizada* ( $V_{rn}$ ) representa la relación entre la diferencia de la deformación entre el 10% y el 90% de  $D_m$  ( $\Delta d_r$ ) y el incremento de tiempo ( $\Delta t_r$ ) entre esos mismos valores (Eq.1). Valencic y Knez (1997) nos dicen que para poder comparar los valores obtenidos en músculos diferentes debemos normalizar este incremento de tiempo. La forma de conseguirlo es dividir la ecuación realizada anteriormente por el  $D_m$  de cada músculo (Eq. 2). Los autores nos dicen que  $\Delta d_r$  es igual a 0,8 por  $D_m$ . Por tanto, la velocidad respuesta normalizada sería igual a 0,8 partido por el incremento de tiempo entre el 10 y 90% de  $D_m$  (Eq. 3):

$$\text{Eq. 1.} \quad V_r = \frac{\Delta d_r}{\Delta t_r} \text{ [mm/s]}$$

$$\text{Eq. 2.} \quad V_m = \frac{V_r}{D_m} = \frac{\Delta d_r / \Delta t_r}{D_m} \text{ [mm/s/mm]}$$

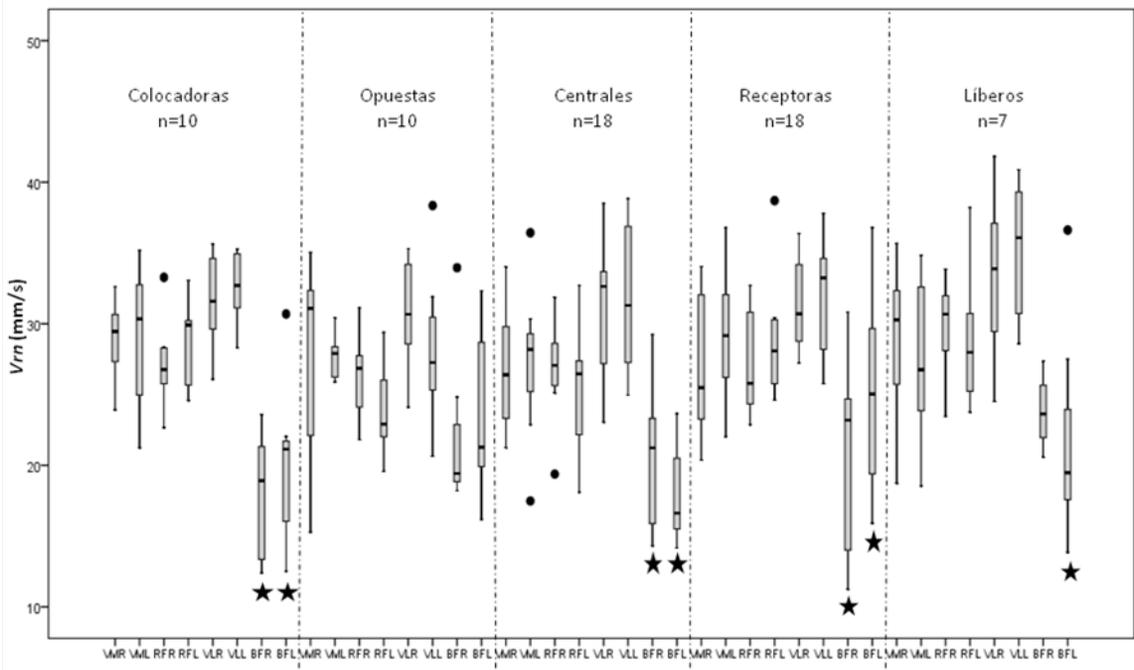
$$\text{Eq. 3.} \quad V_m = \frac{0,8}{\Delta t_r} \text{ [mm/s/mm]}$$

### Análisis Estadístico

Inicialmente, se aplicó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para verificar la normal distribución de los datos. Para el análisis comparativo se realizó una ANOVA de medidas repetidas en los parámetros obtenidos en VM, RF, VL y BF, tanto en hombres como en mujeres, con prueba de comparaciones múltiples de Bonferroni con nivel de significación para un alfa de 0,05. Toda la estadística fue realizada utilizando el paquete estadístico SPSS-v17 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

## RESULTADOS

Todas las jugadoras evaluadas presentan valores en la velocidad de respuesta ( $V_{rn}$ ) más elevados en VL y VM que en RF y BF (figura 1). Siendo más acuciada la diferencia respecto al BF, con independencia del puesto específico de la jugadora.



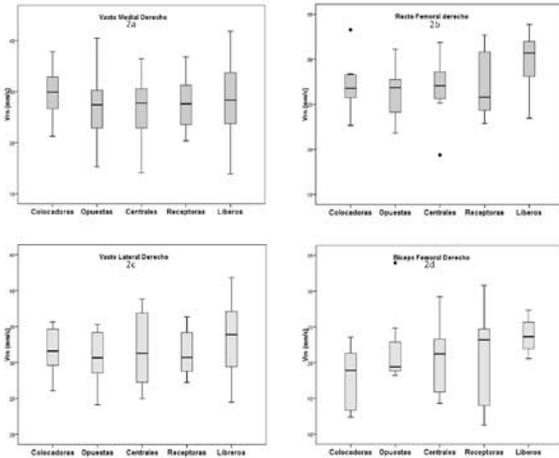
**Figura 1:** Medias de la Velocidad de respuesta normalizada (Vrn) en el VL, RF, VM y BF de la pierna derecha e izquierda de las jugadoras de voleibol en mm/s., en función del puesto específico. (★ p<0,05)

**Tabla 1:** Diferencias estadísticamente significativas entre el VL, RF, VM y el BF de la pierna derecha e izquierda de las Colocadoras, Centrales y Opuestas. Obtenidas tras la aplicación de una ANOVA de medidas repetidas.

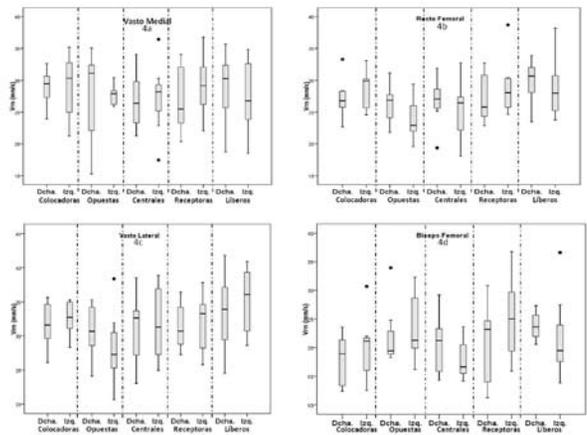
En la gráfica anterior (figura 1), se puede observar que las Colocadoras, Centrales, Receptoras y Liberos presentan mayores desequilibrios musculares que las Opuestas. Siendo diferencias estadísticamente significativas (p<0,05) entre alguno de los músculos extensores y extensora (VM, RF y VL) y la musculatura flexora (BF) en las Colocadoras, Centrales y Receptoras, mientras que las Liberos presentan diferencias significativas solamente con respecto al BF de la pierna izquierda (tabla 1). Por el contrario, las Opuestas no presentan diferencias significativas en ninguno de los casos.

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las distintas posiciones de juego en la misma musculatura tanto en la pierna derecha (figura 2), como en la izquierda (figura 3), como entre ambas piernas (figura 4).

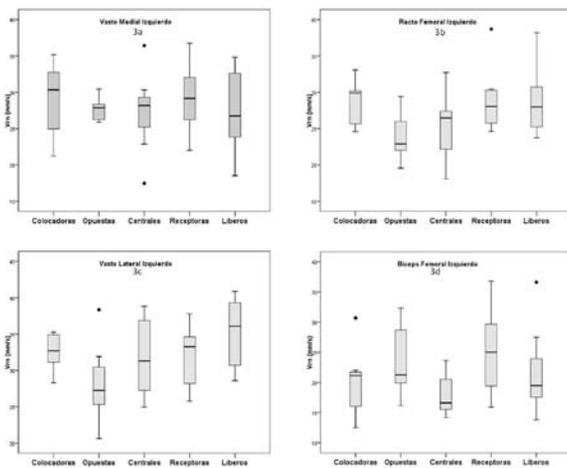
		VM Dch.	VM Izq.	RF Dch.	RF Izq.	VL Dch.	VL Izq.
Colocadoras	BF Dch.	p<0,05	-	-	-	p<0,000	p<0,000
	BF Izq.	p<0,01	p<0,03	-	-	p<0,000	p<0,000
Centrales	BF Dch.	-	-	-	-	-	p<0,02
	BF Izq.	-	p<0,05	-	-	p<0,03	p<0,01
Receptoras	BF Dch.	p<0,005	p<0,04	-	-	p<0,000	p<??
	BF Izq.	-	p<0,05	-	-	p<0,005	p<??



**Figura 2:** Representación Box-plot de la Velocidad de respuesta normalizada (Vrn) en el VL (2a), RF (2b), VM (2c) y BF (2d) de la pierna derecha de las jugadoras de voleibol en mm/s. por posición de juego.



**Figura 4:** Representación Box-plot de la Velocidad de respuesta normalizada (Vrn) en el VL (4a), RF (4b), VM (4c) y BF (4d) de ambas piernas de las jugadoras de voleibol en mm/s. por posición de juego.



**Figura 3:** Representación Box-plot de la Velocidad de respuesta normalizada (Vrn) en el VL (3a), RF (3b), VM (3c) y BF (3d) de la pierna izquierda de las jugadoras de voleibol en mm/s. por posición de juego.

**DISCUSIÓN**

En este estudio hemos encontrado diferencias evidentes en lo que se refiere a la velocidad de respuesta de la musculatura encargada de la extensión (VM, RF y VL) y de la flexión (BF) de la articulación de la rodilla en las Colocadoras, Centrales y Receptoras y en menor caso en las Liberos. En cambio las Opuestas presentan un mayor equilibrio funcional entre esta musculatura del tren inferior (figura 1). Este dato nos lleva a pensar que estas jugadoras activan más la mus-

culatura flexora tanto al saltar como en el aterrizaje, hecho que puede deberse a la caída tras el ataque de segunda línea, donde se realiza un salto más largo en longitud y que obliga a una caída con una mayor ángulo de flexión de la rodilla.

Los resultados nos muestran un valor más elevado de Vrn en VL y VM respecto a RF y BF. Este comportamiento puede deberse a dos mecanismos. Primero, a las características propias del tipo de salto empleado en las acciones técnicas específicas del voleibol (saque en salto, bloqueo y remate). Al tener que coordinar la acción de salto con la trayectoria del balón y la altura de la red, obliga al jugador a realizar el salto con poca flexión de cadera haciendo recaer la acción principal de extensión de la rodilla sobre VM y VL. Este comportamiento muscular ha sido descrito por Salci et al., (2004) y Hughes et al., (2008) al estudiar las diferencias entre jugadores y jugadoras de voleibol. Segundo, a las características morfológicas y funcionales de la musculatura que, en los jugadores de voleibol sufre cambios adaptativos específicos de las características de esta modalidad deportiva y de las funciones que habitualmente realiza el jugador.

En este sentido, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las distintas posiciones específicas de juego. Pero, sí se han obtenido datos que nos hacen pensar en exigencias físicas y técnicas que hacen distinguir a unas jugadoras de otras en función de su puesto y que repercuten en el riesgo de lesión y en la individualización del trabajo preventivo y compensatorio.

Si analizamos las figuras 2 y 3, podemos ver que la tendencia en el comportamiento de las medias obtenidas para  $V_{rn}$ , por todas las jugadoras es estable para el VM (figura 2a) y VL (figura 2c) de la pierna derecha y VM de la pierna izquierda (figura 3a), pero no ocurre lo mismo con la demás musculatura. En el RF (figura 2b) y BF (figura 2d) de la pierna derecha, podemos apreciar que los valores de  $V_{rn}$  de las Liberos es superior a los obtenidos por las demás jugadoras. Éste dato revela la posición de flexión de piernas constante de estas jugadoras y la poca flexión de cadera que les permite no perder de vista el balón y poder anticiparse y/o reaccionar con eficacia.

Siguiendo con las Liberos, podemos apreciar una diferencia en la velocidad de respuesta, que aun no siendo estadísticamente significativa, es notable entre el BF de la pierna derecha e izquierda (figura 4d) y que puede deberse al papel de cada una de las piernas en las técnicas de recepción y defensa. Estas diferencias entre el mismo grupo de jugadoras también es notable en el RF de las Colocadoras (figura 4b) y BF de las Opuestas (figura 4d).

En lo referente a las colocadoras, se puede ver en la figura 4b como los valores de  $V_{rn}$  son superiores en la pierna izquierda. Esto puede deberse a la posición repetida del colocador a la hora de hacer el pase, pues siempre debe estar con el hombro derecho más próximo a la red, lo que obliga a adelantar la pierna derecha. Por otro lado, las jugadoras que reciben el peso del ataque, las opuestas, presentan diferencias en BF (figura 4d). En el caso del BF, la rápida respuesta de la pierna izquierda respecto de la derecha puede responder al mayor número de ataques que estas jugadoras realizan por zonas dos y uno del campo.

Nos llama la atención el comportamiento contrario del VM y VL de las Opuestas (figuras 4a y 4c) que puede indicar una tendencia a la equilibración de fuerzas a la hora del salto. Pues son las jugadoras responsables, en la mayor parte de los equipos, de atacar los balones que se encuentran en peor situación de pasar al otro campo.

### Futuros estudios

Creemos necesario seguir estudiando los resultados aportados por la TMG, comparandolos con la altura de salto, las medidas antropométricas, la edad y la raza de las jugadoras en función de su posición de juego.

### CONCLUSIONES

Todas las jugadoras evaluadas presentan valores en la velocidad de respuesta ( $V_{rn}$ ) más elevados en VL y VM que en RF y BF. Siendo más acusada la diferencia respecto al BF, con independencia del puesto específico de la jugadora. Por otro lado, las jugadoras que presentan mayores desequilibrios musculares, en lo que se refiere a la velocidad de respuesta de la musculatura encargada de la extensión (VM, RF y VM) y de la flexión (BF) de la articulación de la rodilla, son las Colocadoras, las Centrales y las Receptoras y en menor caso en las Liberos. Por el contrario, las Opuestas presentan un mayor equilibrio funcional entre esta musculatura del tren inferior. Por último, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las distintas posiciones específicas de juego. Pero, sí se han obtenido datos que nos hacen pensar en exigencias físicas y técnicas que hacen distinguir a unas jugadoras de otras en función de su puesto y que repercuten en el riesgo de lesión y en la individualización del trabajo preventivo y compensatorio.

### REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Belic, A., Knez, N., Karba, R. & Valencic, V. (2000). Validation of the human muscle model. *Proceedings of the 2000 Summer Computer Simulation Conference*, 16. - 20. July 2000, Vancouver, British Columbia. Session I: Issues on Whole Body Modeling.
- Dahmane, R., Djordjevič, S. & Smerdu, V. (2006). Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Med Biol Eng. Comput.*, 44 (11), 999-1006.
- Dahmane, R., Djordjevic, S., Simunic, B. & Valencic, V. (2005). Spatial fiber type distribution in normal human muscle Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of Biomechanics*, 38, 2451-2459.
- Dahmane, R., Knez, N., Valencic, V. & Erzen, I. (2000). Tensiomyography, a non-invasive method reflecting the percentage of slow muscle fiber in human skeletal muscles. *Book of Abstract: Life Sciences 2000*. Gozd Martuljek, Slovenia, September 28<sup>th</sup> to October 1<sup>st</sup>, 2000, pp./str. 29.
- Dahmane, R., Valencic, V., Knez, N. & Erzen, I. (2001). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and Biological Engineering Computing*, 39, 51-55.

- Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I. & Steadman, J.R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech*, 18, 662-669.
- Djordjevic, S., Valencic, V., Knez, N., Dahmane, R., Jurcic-Zlobec, B., Bednarik, J., Simunic, B., Kersevan, K. & Godina, N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmen-sprinters and cyclist measured by Tensiomyography. *2000 Pre-Olympic Congress*. Brisbane, Australia, Abstract 220.
- Ford, K.R., Myer, G.D., Smith, R.L., Vianello, R.M., Seiwert, S.L. & Hewett, T.E. (2006). A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clin Biomech*, 21, 33-40.
- Gorelick, M.L. & Brown, J.M. (2007). Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *Eur J Appl Physiol*, 100 (1), 35-44.
- Hewett, T.E., Ford, K.R., Myer, G.D., Wanstrath, K. & Scheper, M. (2006). Gender differences in hip adduction motion and torque during a single-leg agility maneuver. *J Orthop Res*, 24, 416-421.
- Hughes, G., Watkins, J. & Owen, N. (2008). Gender differences in lower limb frontal plane kinematics during landing. *Sports Biomechanics*, 7 (3), 333-341.
- Kernozek, T.W., Torry, M.R., Van Hoof, H., Cowley, H. & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Med Sci Sport Exerc*, 37, 1003-1012.
- Krizaj, D., Simunic, B. & Zagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 645-651.
- Lephart, S.M., Ferris, C.M., Riemann, B.L., Myers, J.B. & Fu, F.H. (2002). Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clin Orthop Relat Res*, 401, 162-169.
- Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B. & Garrett, W.E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16, 438-445.
- Orishimo, K.F., Kremenec, I.J., Pappas, E., Hagins, M. & Liederbach, M. (2009). Comparison of Landing Biomechanics Between Male and Female Professional Dancers. *Am J Sports Med*, 37 (11), 2187-2193.
- Padua, D.A., Arnold, B.L., Carcia, Ch.R. & Granata, K.P. (2005). Gender Differences in Leg Stiffness and Stiffness Recruitment Strategy During Two-Legged Hopping. *J Mot Behav*, 37 (2), 111-125.
- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M. & Rose, D.J. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clin J Sport Med*, 17, 263-268.
- Pisot, R., Valencic, V. & Simunic, B. (2002). Influence of biomechanical properties of particular skeletal muscles on child motor development. *Ann Ser Hist Nat*, 12, 99-106.
- Rodríguez-Matoso, D., Rodríguez-Ruiz, D., Sarmiento, S., Vaamonde, D., Da Silva-Grigoletto, M.E. & García-Manso, J.M. (2010). Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Rev Andal Med Deporte*, 3 (3), 81-86.
- Rodríguez-Ruiz, D. (1999). *Efectos de tres modelos de entrenamiento de la fuerza para la mejora de la capacidad de salto en jugadores de Voleibol de máximo nivel*. Tesis Doctoral. Universidad de Las Palmas de Gran Canaria.
- Salci, Y., Kentel, B.B., Heycan, C., Akin, S. & Korkusuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clin Biomech*, 19, 622-628.
- Simunic, B. (2003). *Model of longitudinal contractions and transverse deformations in skeletal muscles*. Doctoral Thesis. Ljubljana.
- Simunic, B. & Valencic, V. (2001). *Proceedings of X Electrochemical and Computer Science Conference*. IEEE Region 8, Slovenian Section IEEE, Vol. B, pp: 363-366. 24-26 de septiembre de 2001. Portoroz (Eslovenia).
- Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Doutres, D.M. & Maffiuletti, N.A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20 (4) 761-766.

- Valencic, V. (2002). Method for selective and non-invasive detection of skeletal muscles contraction process. International Application Published under the Patent Cooperation Treaty (PCT). N° WO 02/074167 A1.
- Valencic, V. (1990). Direct measurement of the skeletal muscle tonus. *Advances in external control of human extremities*. Nauka (Belgrado). 575-584.
- Valencic, V. & Knez, N. (1997). Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org*, 21, 240-242.
- Valencic, V., Djordjevic, S., Knez, N., Dahmane, R., Coh, M., Jurcic-Zlobec, B., Praprotnik, U., Simunic, B., Kersevan, K., Bednarik, J. y Gomina, N. (2000). Contractile properties of skeletal muscles detection by tensiomiographic measurement method. *2000 Pre-Olympic Congress*, Brisbane, Australia, Abstract 507.
- Valencic, V., Knez, N. & Simunic, B. (2001). Tenziomiography: Detection of skeletal muscle response by Means of radial muscle belly displacement. *Biomedical Engineering*, 1, 1-10.
- Yu, B., Lin, C.F. & Garrett, W.E. (2006) Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, 21, 297-305.