

**Utilidad de la tensiomiografía en el estudio de la  
función neuromuscular del futbolista varón.**

*Estudio de los factores de riesgo neuromusculares de la lesión  
del LCA, de la repercusión de la lesión y de su reconstrucción*

Tesis Doctoral presentada por

**Pedro Álvarez Díaz**

Directores de Tesis:

Prof. Jorge Ballester Soleda

Dr. Ramón Cugat Bertomeu

Departamento de Cirugía  
Facultad de Medicina  
Universitat Autònoma de Barcelona  
Barcelona, Septiembre 2015





**Universitat Autònoma de Barcelona**

**FACULTAT DE MEDICINA  
DEPARTAMENT DE CIRURGÍA**

**Utilidad de la tensiomiografía en el estudio de la función  
neuromuscular del futbolista varón.**

**Estudio de los factores de riesgo neuromusculares de la lesión del LCA, de la  
repercusión de la lesión y de su reconstrucción.**

Trabajo presentado por Pedro Álvarez Díaz para optar el grado de Doctor por la Universidad  
Autónoma de Barcelona

La presente tesis doctoral ha sido realizada bajo la dirección de

Prof. Jorge Ballester Soleda  
Director

Dr. Ramón Cugat Bertomeu  
Director

Pedro Álvarez Díaz  
Doctorando

Barcelona, 2015



## *Agradecimientos*

Quisiera dedicar unas palabras desde mi más profundo agradecimiento a todas las personas que han contribuido de forma desinteresada a realizar este trabajo de tesis doctoral.

A mi mujer María José por ser mi compañera, por todos los momentos que has tenido que compartir con esta tesis, por tu paciencia, por ser la guía hacia el objetivo, por ser mi motor y mi luz y por tu inmenso amor.

A Noemí mi hija por tener siempre la palabra justa, por su alegría y hacerme ver lo que es importante en la vida.

A mis padres por haberme dado la vida, los valores del esfuerzo, el trabajo, la superación y demás valores humanos que son imprescindibles para realizar cualquier tipo de actividad en la vida.

A mis directores de Tesis Jorge Ballester y Ramón Cugat, por haberme enseñado la profesión de médico, la inquietud por la investigación, la importancia del paciente y el ansia de superación diaria y además por ser más que profesores amigos y consejeros.

A Edu Alentorn por las muchas horas de trabajo compartidas, por tu rigurosidad, por tu amistad y tu apoyo en todo momento.

A Xavier Joan allí donde estés por ayudarme, y acompañarme en el inicio de mi vida profesional en el mundo del tratamiento de los futbolistas.

A Eduard T. Habermann mi mentor americano, “gentleman” gran persona, maestro, que me enseñó con sus ojos generosos otra forma de ver la medicina.

A Silvia Ramón y Miki por la gran ayuda, apoyo y estímulo a la hora de la recogida de datos y la realización de la Tensiomiografía.

A mis compañeros de la Mutuallidat de Futbolistas, Juancho, Marta, Ester, Montse, Marina, Ana y especialmente a Gilbert por compartir tantos buenos momentos en el tratamiento de los futbolistas aficionados de Cataluña.

A mis compañeros del Despacho Artroscopia GC, Xavier, Roberto y Oscar por todo su apoyo y estímulo para realizar esta tesis. Especialmente gracias a Xavier por los maravillosos dibujos que me has cedido para esta tesis.

A la Dra. Montse García por ser el alma de la Fundación García Cugat y la responsable científica de nuestros proyectos de investigación.

A todos los compañeros, médicos, enfermeras, secretarias de trabajo, de Artroscopia GC, el Instituto de Traumatología Quirón y del Servicio de Rehabilitación de Quirón por toda la paciencia que han tenido en el desarrollo de esta tesis, por su ayuda y amistad.

A todos los futbolistas que accedieron voluntariamente a participar en los estudios, sin su generosidad no hubiera sido posible realizar esta tesis.

A todos los familiares, hermanos, amigos, los que están y los que no, por ser la guía y la luz que ilumina el camino sobre todo en los momentos de dificultad. Especialmente a mis sobrinos Ramón y Leticia por tantas noches y cenas hablando de esta tesis, gracias por vuestro empuje.

Por último, gracias a Dios por estar a mi lado en todo momento y llevarme en sus brazos cuando lo he necesitado.

# Contenido

---

<b>Fundamento de la Tesis.....</b>	<b>11</b>
<b>Introducción.....</b>	<b>15</b>
<b>1. La lesión del LCA en el Fútbol.....</b>	<b>15</b>
<b>2. Factores de riesgo de la lesión del LCA en el Fútbol.....</b>	<b>16</b>
2.1 Factores ambientales .....	16
2.2 Interacción calzado-superficie .....	16
2.3 Superficie del calzado .....	16
2.4 Factores anatómicos .....	17
2.5 Factores hormonales .....	18
2.6 Factores biomecánicos .....	18
2.7 Factores neuromusculares .....	19
<b>3. Reconstrucción del LCA .....</b>	<b>20</b>
<b>4. Anatomía de las fibras musculares .....</b>	<b>21</b>
<b>5. Métodos de medición de la función neuromuscular .....</b>	<b>22</b>
5.1 Electromiografía.....	23
5.2 Métodos de medición mecánicos .....	23
5.3 Tensiomiografía .....	23
<b>Hipótesis del Trabajo .....</b>	<b>35</b>
<b>1. Hipótesis del estudio 1.....</b>	<b>37</b>
<b>2. Hipótesis del estudio 2.....</b>	<b>37</b>
<b>3. Hipótesis del estudio 3.....</b>	<b>37</b>
<b>4. Hipótesis del estudio 4.....</b>	<b>38</b>
<b>5. Hipótesis del estudio 5.....</b>	<b>38</b>
<b>Material y Métodos.....</b>	<b>39</b>
<b>1. Técnica de la Tensiomiografía.....</b>	<b>39</b>
<b>2. Material y Método del Estudio 1.....</b>	<b>40</b>
2.1 Análisis estadístico del estudio 1 .....	41
<b>3. Material y Método del Estudio 2.....</b>	<b>41</b>
3.1 Análisis estadístico del estudio 2 .....	42
<b>4. Material y Método del Estudio 3.....</b>	<b>43</b>
4.1 Análisis estadístico del estudio 3 .....	43

<b>5. Material y Método del Estudio 4</b> .....	<b>44</b>
5.1 Análisis estadístico del estudio 4.....	45
<b>6. Material y Método del Estudio 5</b> .....	<b>46</b>
6.1 Análisis estadístico del estudio 5.....	47
<b>Resultados</b> .....	<b>49</b>
<b>1. Primer Estudio</b> .....	<b>49</b>
<b>2. Segundo Estudio</b> .....	<b>57</b>
<b>3. Tercer Estudio</b> .....	<b>65</b>
<b>4. Cuarto Estudio</b> .....	<b>73</b>
<b>5. Quinto Estudio</b> .....	<b>84</b>
<b>Discusión</b> .....	<b>97</b>
<b>1. Influencia de la dominancia en la respuesta neuromuscular de la extremidad inferior en futbolistas varones</b> .....	<b>97</b>
<b>2. Factores de riesgo neuromuscular en la lesión del ligamento cruzado anterior del futbolista varón</b> .....	<b>98</b>
<b>3. Efectos de la lesión del LCA sobre el comportamiento neuromuscular de la extremidad inferior en los futbolistas</b> .....	<b>102</b>
<b>4. Efectos de la reconstrucción del LCA sobre el comportamiento neuromuscular de la extremidad inferior en los futbolistas</b> .....	<b>104</b>
<b>5. Limitaciones de los estudios</b> .....	<b>106</b>
5.1 Limitaciones del Estudio 1 .....	106
5.2 Limitaciones del Estudio 2 .....	107
5.3 Limitaciones del Estudio 3 .....	107
5.4 Limitaciones del Estudio 4 .....	108
5.5 Limitaciones del Estudio 5 .....	108
<b>Conclusiones</b> .....	<b>109</b>
<b>1. Conclusiones del Estudio 1</b> .....	<b>109</b>
<b>2. Conclusiones del Estudio 2</b> .....	<b>109</b>
<b>3. Conclusiones del Estudio 3</b> .....	<b>110</b>
<b>4. Conclusiones del Estudio 4</b> .....	<b>110</b>
<b>5. Conclusiones del Estudio 5</b> .....	<b>110</b>
<b>Bibliografía</b> .....	<b>113</b>
<b>Apéndices</b> .....	<b>127</b>



# *Abreviaturas*

---

**ADP:** Adenosin monofosfato  
**ATP:** Adenosin Trifosfato  
**BF:** Bíceps femoral  
**Dm:** Desplazamiento radial  
**EMG:** Electromiografía  
**EMGS:** Electromiografía de superficie  
**FIFA:** Fédération Internationale de Football Association  
**GL:** Gastrocnemius lateralis/ Gemelo externo  
**GM:** Gastrocnemius medialis / Gemelo interno  
**HTH:** Hueso-tendón-hueso  
**LCA:** Ligamento cruzado anterior  
**MCF:** Mutualidad Catalana de Futbolístas  
**RF:** Recto femoral  
**RNM:** Resonancia Nuclear Magnética  
**ST:** Semitendinoso  
**Tc:** Tiempo de contracción  
**Td:** Tiempo de latencia  
**TMG:** Tensiomiografía  
**Ts:** Tiempo de mantenimiento  
**Tr:** Tiempo de relajación  
**Vc:** Velocidad de contracción  
**VL:** Vasto lateral  
**VM:** Vasto medial



## *Fundamento de la Tesis*

---

Las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) tienen una alta incidencia en la población general calculándose una tasa de 0,30/1000 habitantes<sup>1</sup>. Esta tasa de incidencia aumenta considerablemente en deportes de contacto como el fútbol, siendo una de las lesiones más frecuentes en este deporte<sup>2,3</sup> llegando a 0,38/1000 habitantes en el registro escandinavo aunque otros deportes como el fútbol australiano presentan incidencias mayores llegando a tasas de 0,52/1000 habitantes<sup>4</sup>. En España se realizó un estudio en el año 2001, con un cálculo de 16821 plastias anuales, lo que representaría una prevalencia de más de 0,4 casos cada 1000 habitantes al año<sup>5</sup>. En el ámbito del fútbol en la Federación Catalana en la temporada 2013-14, se diagnosticaron sobre un total de 29990 lesiones, 565 lesiones de LCA<sup>6</sup>.

La rotura del LCA comporta graves consecuencias sobre el rendimiento de los deportistas que la sufren, la necesidad de tener que ser reparada quirúrgicamente en la mayoría de los casos y un largo tiempo de recuperación. Así mismo supone unos elevados costes económicos, calculándose 145 millones de francos suizos por año en Suiza<sup>7</sup>.

La historia natural de la lesión del LCA comporta en muchas ocasiones el riesgo del desarrollo de artrosis a pesar de la reconstrucción del mismo y por lo tanto, la prevención de la lesión del LCA es probablemente la estrategia más eficaz para disminuir las consecuencias no deseadas para la salud de los jugadores lesionados.

Una comprensión profunda de los mecanismos de lesión y los factores de riesgo es un paso crucial para la elaboración de programas de prevención eficaces, especialmente en el caso de los factores de riesgo modificables. Ha habido una gran cantidad de investigaciones en las últimas décadas sobre la relación entre la función neuromuscular y los factores de riesgo biomecánicos para la producción de la lesión del LCA en los deportistas<sup>8-16</sup>. Sin embargo, una revisión sistemática reciente demostró que las evidencias sobre los factores de riesgo neuromusculares para la lesión del LCA en los deportistas varones es casi inexistente<sup>17,18</sup>.

El patrón de oro del tratamiento de la lesión del LCA en el futbolista es la reconstrucción del LCA artroscópica, ya sea con autoinjerto hueso-tendón-hueso (HTH) o realizada con tendones isquiotibiales. Los resultados funcionales, clínicos y radiográficos de la reconstrucción del LCA han sido ampliamente estudiados en las últimas tres décadas.

Las características neuromusculares de los músculos de las piernas después de la reconstrucción del LCA han sido también investigadas en los últimos años. Estos estudios se han centrado en la evaluación de la fuerza muscular<sup>19,20</sup>, la electromiografía<sup>19,21-27</sup>, la baropodometría<sup>19</sup>, y el equilibrio de control de la propiocepción<sup>28</sup>. Sin embargo algunos de estos estudios, para investigar los efectos de la reconstrucción del LCA no se han realizado de forma controlada mediante diseños prospectivos, longitudinales preoperatorio-postoperatorio<sup>3,19,28</sup>.

La tensiomiografía (TMG) es un método no invasivo desarrollado para evaluar las propiedades mecánicas y de contracción del músculo esquelético en respuesta a estímulos eléctricos. Este método proporciona información acerca de la rigidez muscular, la velocidad de contracción, tipo de fibras musculares esqueléticas predominantes, o fatiga muscular. La TMG ha demostrado una excelente fiabilidad inter-observador, dentro de la misma sesión, y entre mediciones realizadas en días diferentes para los valores, vasto medial (VM), vasto lateral (VL), recto femoral (RF), y bíceps femoral (BF)<sup>29</sup>. Por otro lado este método de medición no se ha utilizado anteriormente como herramienta de evaluación de los factores de riesgo neuromusculares para lesión del LCA en jugadores de fútbol masculino o para el estudio de la repercusión de la lesión del LCA y su reconstrucción sobre la funcionalidad muscular del futbolista varón.

Con estos antecedentes cada uno de los artículos que componen esta tesis por compendio de publicaciones se centro en el estudio de:

- A.** Comparación de las características tensiomigráficas neuromusculares de los músculos de las extremidades dominantes y no dominantes de los futbolistas.

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Comparison of tensiomyographic characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 19. [Epub ahead of print]

- B.** Estudio de los factores de riesgo neuromusculares en la lesión del LCA en jugadores de fútbol varones.

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R.* Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 8. [Epub ahead of print]

- C.** Estudio de las características neuromusculares de los gastrocnemios como factores de riesgo de las lesiones del LCA en futbolistas varones.

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R.* Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 4. [Epub ahead of print]

- D.** Efectos de la lesión del LCA en la respuesta neuromuscular medida mediante tensiomiografía en las extremidades inferiores de los futbolistas varones.

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ares O, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Sep 25. [Epub ahead of print]

- E.** Efectos de la reconstrucción del LCA sobre las características neuromusculares de la extremidad inferior en futbolistas varones medido mediante tensiomiografía.

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Jul 22. [Epub ahead of print]



## **1. La lesión del ligamento cruzado en el fútbol**

Dentro de los deportes de contacto, el fútbol es uno de los de mayor incidencia en la lesión del LCA debido a los traumatismos directos e indirectos que se producen, tanto en los entrenos como durante la competición<sup>4,30</sup>.

Según los datos de una encuesta realizada por la Fédération Internationale de Football Association (FIFA) en el año 2006, el fútbol es el deporte más practicado en el mundo cifrándose en 265 millones de practicantes (pagina web FIFA). En un registro escandinavo, sobre 23744 lesiones de LCA el 36% se producían durante la práctica del fútbol en las mujeres y el 49% en los hombres<sup>30</sup>.

En nuestro entorno y con los datos de la Mutuallidad Catalana de Futbolístas (MCF), en la temporada 2013-2014 estaban federados 145500. En la misma temporada se produjeron 29990 lesiones de las que 565 fueron lesiones del LCA<sup>6</sup>.

La incidencia de lesiones en el fútbol es elevada, con valores comprendidos entre 6 y 9 lesiones por cada 1000 horas de exposición (entreno o competición)<sup>31-37</sup>. Esta alta incidencia produce elevados costes económicos, personales y laborales. En un estudio realizado en Suiza en 2003, el coste del tratamiento de un total de 42262 lesiones de futbolistas fue de 145 millones de francos Suizos aproximadamente 145 millones de euros<sup>7</sup>. En la temporada 2014-2015 en la MCF el coste del tratamiento de las lesiones del LCA superó los 3 millones de euros<sup>6</sup>.

En cuanto a la localización de las lesiones, todos los estudios coinciden en que la mayoría de las lesiones que se producen en el fútbol son a nivel muscular y ligamentoso. Se considera que la incidencia de lesiones musculares es de 1,7 lesiones/1000 horas<sup>35</sup> y las ligamentosas de 2,0 lesiones/1000 horas<sup>38</sup>, oscilando la incidencia de la lesión del LCA entre 0,09 y 2,2 lesiones/1000 horas<sup>39-42</sup>.

En resumen, la lesión del LCA en el futbolista produce graves trastornos tanto físicos como económicos, al deportista y al club al cual pertenece, por lo que la mejor manera de tratar esta lesión es prevenirla y para esto es fundamental conocer los factores de riesgo que se asocian a esta lesión con el fútbol. Todo lo anteriormente expuesto nos hace entender el gran interés que en la comunidad científica suscita la lesión del LCA, ya que en Pubmed con la entrada de LCA aparecen más de 17000 entradas, de las que 490 son asociadas a la palabra Soccer.

## 2. Factores de riesgo de la lesión del LCA en el fútbol

### 2.1 Factores Ambientales

La mayoría de trabajos que evalúan los factores de riesgo ambientales encontrados en la literatura, se han realizado en fútbol australiano, fútbol americano, fútbol sala y balonmano. Tanto el fútbol australiano como el americano presentan características muy similares en cuanto a tipo de calzado y características de terreno de juego al fútbol por lo que podemos considerar que sus estudios son válidos para nuestro deporte estudio<sup>43-48</sup>.

#### 2.1.1 Condiciones atmosféricas

La lluvia aumenta el riesgo de lesión del LCA en la práctica deportiva en hierba natural<sup>48</sup>. La explicación de este mayor riesgo es por el aumento de fricción y resistencia a la torsión que se producen entre la bota y el terreno de juego en condiciones húmedas<sup>44,49</sup>. Por otro lado, algunos autores encontraron que el tiempo frío se asociaba con un aumento de las lesiones deportivas incluidas las roturas del LCA. En los varones se han relacionado como factores de riesgo a los factores climáticos en el fútbol americano (meses de agosto y diciembre, clima frío en césped artificial y frío en estadios abiertos)<sup>48,50,51</sup>, fútbol australiano<sup>46,47,52,53</sup> y fútbol (soccer)<sup>54</sup> donde se encontró un aumento de las lesiones del LCA en los países con clima subtropical (verano caluroso y húmedo e invierno frío)

### 2.2 Interacción calzado-superficie

Se ha relacionado el tipo de hierba<sup>46</sup> y el tipo de superficie observándose resultados contradictorios. Algunos estudios encuentran un aumento de las lesiones del LCA en las superficies de hierba artificial<sup>55</sup>. La explicación que dan los autores es el aumento de la fricción y del par de desaceleración que produce esta superficie<sup>56</sup>. Por el contrario, otros autores encuentran mayor incidencia en la superficie de hierba natural<sup>48</sup> y un estudio más reciente no encuentra diferencias entre superficies<sup>50</sup>. Por otro lado, otros autores encuentran que el aumento de utilización de las superficies artificiales también produce un aumento de la fricción<sup>43</sup> y por lo tanto de la incidencia de lesión del LCA.

En cuanto al fútbol se ha encontrado un aumento de la incidencia de la lesión del LCA en el siguiente orden de superficies de mayor a menor riesgo: superficies sintéticas de fútbol sala, césped artificial, césped natural y arena<sup>38,43,56,57</sup>.

### 2.3 Superficie del calzado

Aunque no existe consenso en la literatura sobre este factor, las evidencias sugieren que el número, longitud y posición de los tacos en las botas pueden influir en la incidencia de la lesión del LCA<sup>58</sup>. Un menor número de tacos, una mayor longitud y una posición más periférica supondrían un aumento del riesgo de lesión<sup>45</sup>.



## 2.4 Factores Anatómicos

Se han relacionado los siguientes factores anatómicos con el aumento de la incidencia de la lesión del LCA.

### 2.4.1 Índice de masa corporal

Altos valores de índice de masa corporal sobre todo en mujeres y adolescentes se ha relacionado con el aumento de la incidencia de la lesión del LCA en el fútbol<sup>16,59</sup>, aunque existe controversia porque otros autores no encuentran relación.

### 2.4.2 Laxitud

Un aumento de la laxitud articular produce un aumento del recurvatum de la rodilla, de la traslación anteroposterior de la tibia, del momento varo-valgo y de la laxitud rotacional lo que se relaciona con el aumento de las lesiones del LCA en los mecanismos de producción de no contacto<sup>60-63</sup>. Estos condicionantes anatómicos de laxitud se encuentran incrementados en las mujeres si los comparamos con los hombres<sup>60,64</sup>.

### 2.4.3 Pelvis y tronco

Aunque la influencia de la pelvis y el tronco deben ser mejor estudiados como factores de riesgo de la lesión del LCA<sup>8</sup>, en los futbolistas, se relaciona un aumento de su incidencia con un aumento del ángulo de la pelvis<sup>65</sup>, deficiencias del glúteo máximo y medio<sup>66</sup>, y anomalías torsionales de la extremidad (alteración de la anterversión femoral)<sup>66-68</sup>

### 2.4.4 Anchura del intercóndilo y longitud-grosor del LCA

Se ha relacionado una disminución de la anchura del intercóndilo con un aumento de la lesión del LCA por el aumento de la compresión que puede producirse entre ambas estructuras en las situaciones de estrés en abducción (valgo) y torsión externa que se producen durante la práctica del fútbol<sup>64,69</sup>. Por otro lado, se ha encontrado en las mujeres una menor longitud, área de sección y masa en el LCA comparado con los hombres<sup>70</sup>, así como una menor rigidez linear, una menor elasticidad de rotura y menor poder de absorción de energía a la rotura comparado con los LCA de los varones.

### 2.4.5 Pendiente tibial posterior

En la literatura encontramos estudios contrapuestos. Por un lado, existen estudios que no correlacionan la pendiente tibial posterior con un aumento de la lesión del LCA<sup>71</sup> y otros que si la relacionan<sup>72,73</sup>.

### 2.4.6 Ángulo (“head neck offset”)

Un estudio reciente relaciona el aumento de la incidencia de la lesión del LCA con valores de ángulo alfa de la cadera superiores a 60°<sup>74</sup>.

### 2.4.7 Pronación del pie

Tanto la posición del astrágalo (Navicular Drop Test) como un aumento de la pronación subastragalina se han relacionado con el aumento de la lesión del LCA<sup>73,75</sup>. Aunque existen otros autores que no lo relacionan<sup>76-78</sup>.

## 2.5 Factores Hormonales

Se han relacionado las fluctuaciones hormonales como factor de riesgo de la lesión del LCA. Un estudio realizado en futbolistas mostró que el uso de anticonceptivos disminuía la laxitud de los ligamentos<sup>79</sup>. Un metanálisis realizado sobre la influencia de los estrógenos y las diferentes fases del ciclo menstrual evidenció que en la primera fase del ciclo menstrual (fase preovulatoria) se producía un aumento del riesgo de lesión del LCA<sup>80</sup>. También se ha relacionado las hormonas con la laxitud ligamentosa, así se encontró que en las fases de ovulación y luteínica se producía un aumento del desplazamiento anterior de la tibia sobre el fémur<sup>81</sup>, otros estudios mostraron que el uso de anticonceptivos aumentaba los balances de fuerza entre los músculos isquiotibiales y los cuádriceps aumentando la estabilidad de la rodilla<sup>82</sup>. En cuanto a la resistencia del LCA, los estudios son contradictorios y no queda claramente establecido si los cambios hormonales producen alteraciones de la misma<sup>75,83-85</sup>. Por último, también se han relacionado los cambios hormonales con la función neuromuscular encontrándose que en la fase ovulatoria se produce un aumento de la fuerza del cuádriceps, disminución del tiempo de relajación y aumento de la fatigabilidad muscular<sup>86</sup>.

## 2.6 Factores biomecánicos

Se han relacionados diversos factores biomecánicos con el aumento de lesión del LCA, así encontramos diversas posiciones como flexión anterior de cadera, aducción y rotación interna de cadera, y a nivel de la rodilla la rotación externa, el valgo y la extensión.

Si analizamos los diversos factores en función del plano anatómico encontramos que:

### 2.6.1 Plano sagital

Estudios han demostrado que en la fase de preparación de recepción del salto, las mujeres tienen menor rotación externa de la cadera lo que produciría un aumento de la rotación interna de la rodilla<sup>87</sup>. También se ha demostrado que las mujeres presentan una mayor laxitud, y una menor fuerza en la rotación pasiva de la rodilla que los varones lo que aumentaría el riesgo de lesión del LCA<sup>64</sup>.

La flexión de las articulaciones es un factor protector en la fase de recepción del salto o la carrera, y así se transmite una menor cantidad de energía a la articulación de la rodilla. La anatomía del LCA y de los músculos isquiotibiales explica su papel protector sobre la lesión del LCA. Distintas investigaciones han demostrado que una posición de flexión del tronco en la

recepción del salto producen un aumento de la flexión de la cadera y la rodilla<sup>88</sup>, estos resultados coinciden con los datos obtenidos por diferentes autores en lo que se observa que una posición menos erguida en la recepción del salto se asocia a una disminución de la lesión del LCA<sup>89-91</sup>.

### 2.6.2 Plano coronal

Se han identificado diferentes factores que pueden aumentar el riesgo de lesión del LCA como: aumento del momento de abducción de la cadera<sup>92,93</sup>, aumento del ángulo de abducción de la rodilla en la fase de recepción del salto<sup>77</sup>, aumento del estrés en valgo de la rodilla en el salto<sup>94</sup>, aumento del ángulo de eversion del tobillo que produce un aumento de la rotación interna, estrés en valgo y traslación anterior de la rodilla produciendo un aumento de la tensión sobre el LCA en la extensión de la rodilla<sup>16,95-97</sup>.

## 2.7 Factores neuromusculares

Se han relacionado diversas características neuromusculares como factores de riesgo de lesiones del LCA en atletas: fatiga muscular, disminución de la fuerza de la base, disminución de la propiocepción de la rodilla, disminución de la relación de fuerza y el reclutamiento de fibras musculares entre el cuádriceps y los músculos isquiotibiales, alteración de la co-contracción muscular entre la musculatura extensora y flexora de la rodilla (cuádriceps-isquiotibiales), mayor actividad del glúteo mayor, durante la recepción del salto, mayor actividad de cuádriceps sobre los isquiotibiales en el frenado de los saltos, cambio de dirección o aterrizaje de los saltos, disminución de la ratio de activación mediolateral del cuádriceps sobre los isquiotibiales durante el salto y la recepción sobre una pierna<sup>9</sup>.

Los factores de riesgo han sido principalmente investigados en los deportistas de sexo femenino. En una reciente revisión sistemática sobre los factores de riesgo de la lesión del LCA en los varones, sólo se encontró un estudio sobre los factores de riesgo neuromusculares<sup>17,60</sup> en el que se evaluarón en un estudio prospectivo varios factores de riesgo potenciales para la lesión de no-contacto del LCA en los cadetes de la Academia Militar de West Point. Entre otros resultados, los autores observaron diferencias significativas entre la fuerza de los cuádriceps y la fuerza de los isquiotibiales, tanto en contracción concéntrica como excéntrica comparando varones lesionados y no lesionados.

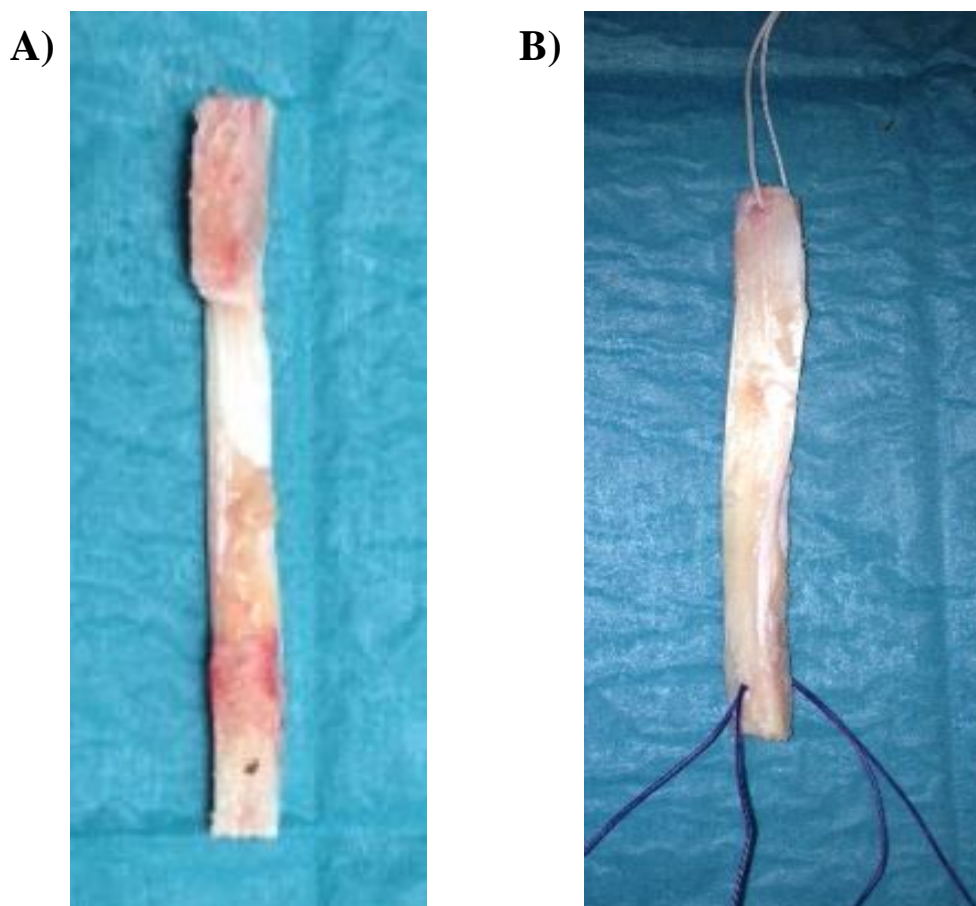
Se han realizado múltiples estudios llevados a cabo en deportistas varones analizando la coordinación muscular<sup>98</sup>, la fuerza muscular<sup>99-102</sup>, el reclutamiento de fibras musculares<sup>103-105</sup>, y sus efectos sobre la respuesta neuromuscular en las acciones deportivas previstas y en las no previstas<sup>100,106</sup>, así como la influencia sobre la fatiga muscular<sup>107,108</sup>. Sin embargo, debido al diseño y característica de los estudios (como por ejemplo la ausencia de comparación entre grupos lesionados del LCA y controles sanos), estos estudios no pueden considerarse verdaderos estudios de investigación de los factores de riesgo para la lesión del LCA, pero si como estudios que valoran

las características neuromusculares potencialmente asociadas con la cinemática y la cinética de la rodilla y que podrían aumentar el riesgo de las lesiones del LCA.

Sólo el estudio de St-onge y col<sup>98</sup> compara un grupo de pacientes con lesión del LCA con un grupo control de individuos sanos, teniendo como limitación el estudio, que los pacientes lesionados tenían lesiones crónicas del LCA, lo que hacía imposible determinar si las diferencias encontradas entre los grupos estaban producidas por la lesión del LCA o el tiempo transcurrido desde la lesión.

### 3. Reconstrucción del LCA

Actualmente está aceptado que el mejor método para la reparación de la lesión del LCA es la reconstrucción mediante injertos biológicos ya sean autoinjertos o aloinjertos.



**Imagen 1.** A) Plastia hueso-tendón-hueso. B) Plastia hueso-tendón-hueso con hilos pasados

Dentro del grupo de autoinjertos se utiliza el injerto hueso-tendón-hueso (HTH) del tendón rotuliano, hueso-tendón de tendón cuadricepsital y los isquiotibiales (semitendinoso y recto interno). En el grupo de los aloinjertos se pueden utilizar HTH, hueso-tendón (de tendón cuadricepsital o tendón de Aquiles o isquiotibiales).

Actualmente en deportistas, son los autoinjertos los más utilizados tanto por su mayor integración, como por su más rápida reincorporación a la práctica deportiva. En deportes de alta demanda biomecánica sobre la rodilla, como el fútbol el injerto HTH ofrece una mayor estabilidad final, mejor integración a nivel de los túneles que los isquiotibiales y no producen alteración de la función de los músculos agonistas del LCA que son los isquiotibiales, aunque en zonas de nuestro planeta, hasta el 95% de las reconstrucciones se realizan con isquiotibiales<sup>30</sup>. Por otro lado, el estudio de Magnusen<sup>109</sup> sobre 741 plastias realizadas en USA y 4928 en Suecia, el 42% y 37% respectivamente fueron realizadas con autoinjerto HTH lo que muestra que entre los cirujanos ortopédicos existe gran división sobre cuál es el mejor injerto para la realización de la reconstrucción del LCA. En cuanto a la técnica quirúrgica, actualmente la técnica más utilizada es la reconstrucción anatómica (monofascicular bidireccional), que obtiene mejores resultados clínicos y biomecánicos que la reconstrucción clásica monotúnel o transtibial<sup>110</sup> aunque otros autores proponen una reconstrucción con doble fascículo para reproducir con mayor fidelidad la anatomía<sup>111,112</sup>.

#### 4. Anatomía de las fibras musculares

Las fibras musculares están compuestas por unidades funcionales denominadas sarcómeros. Dentro de cada sarcómero encontramos dos tipos de proteínas, la miosina (filamento grueso) y la actina (filamento delgado). La interacción de estas dos proteínas produce la contracción muscular. Se han desarrollado diversas clasificaciones basadas en las diferentes formas isomorfas de la miosina o en sus características fisiológicas. La molécula de miosina está compuesta por 6 polipéptidos: 2 cadenas pesadas y 4 cadenas ligeras (2 cadenas reguladoras y dos cadenas alkali). Las cadenas reguladoras y las alkali están asociadas con cada una de las cadenas pesadas de la miosina. Las cadenas pesadas contienen el inicio o cabeza de la miosina que interaccionan con la actina produciendo la contracción muscular. Para producir la energía necesaria para la contracción muscular, la cadena pesada de miosina contiene en su región de inicio o cabeza ATPasas que son enzimas que transforman el Adenosin trifosfato (ATP) en adenosin difosfato (ADP) más fosfato (P<sub>1</sub>).

En el siglo XVII, Lorenzini observó diferencias de color en las fibras musculares de los animales y las clasificó en fibras rojas y blancas<sup>113</sup>. En 1873, el anatomista francés Louis Antione Ranvier observó que los músculos del conejo que eran de color más rojo, se contraían de forma más lenta y sostenida que otros músculos que tenían aspecto más pálido<sup>113</sup>. Estas primeras observaciones dieron origen a la separación que clásicamente se hacía de las fibras musculares entre fibras rojas y fibras blancas. Needham en 1926 relacionó esta diferencia de aspecto y propiedades con la cantidad de mioglobina que los dos tipos de fibras contenían. La mioglobina es una proteína de transporte de oxígeno que se encuentra en las células rojas de la sangre (hematíes)<sup>113</sup>.

En 1955 Padylyka y Herman, describieron la técnica de estudio histoquímico de la myosin adenosine-u-iphosphataseenzyme (myosin ATPase)<sup>114</sup>.

Pero es en la década de los 60 cuando se produce un gran avance en la comprensión de los principios de la plasticidad del músculo esquelético. Este avance se produce por los estudios que a partir de los años 60 realizaron los fisiólogos del deporte<sup>115</sup>. Estos estudios caracterizaron las propiedades específicas de morfología, contractilidad y metabólicas de las fibras musculares gracias a la introducción de la biopsia muscular en el estudio de la fisiología del ejercicio<sup>116</sup>, obteniendo muestras de biopsias de aproximadamente 150 mg, de músculo esquelético humano, a los que se les realizaron estudios histológicos y bioquímicos de las fibras musculares.

Actualmente, basándose en los estudios histoquímicos utilizando la técnica de la Myosin ATPase de Engel 1962<sup>117</sup>, las fibras musculares se dividen en fibras de contracción lenta Tipo I de aspecto oscuro o rojo con la luz polarizada y fibras de contracción rápida Tipo II de aspecto pálido:

- **Fibras tipo I**, son resistentes a la fatiga, con altos niveles de actividad enzimática oxidativa y bajos niveles de actividad glucolítica. Estas fibras presentan una extensa densidad capilar y una alta concentración de mioglobina. Estas fibras se encuentran en las unidades motoras que se caracterizan por una reacción de baja frecuencia o velocidad de descarga y un bajo umbral para la activación y contracción lenta.
- **Fibras de tipo IIA**, son relativamente resistentes a la fatiga, con niveles intermedios de la actividad de la enzimática glucolítica y oxidativa. Estas fibras tienen propiedades citológicas que se encuentran entre las fibras tipo I y la tipo IIB. Se encuentran en las unidades motoras que se caracterizan por una reacción rápida y una rápida velocidad de descarga, por lo que la activación y la velocidad de contracción son rápidas.
- **Fibras de tipo IIB**, son fibras que se fatigan rápidamente, con altos niveles de actividad de la enzima glucolítica. Estas fibras están asociados con pocas mitocondrias, mioglobina, densidad capilar escasa, y los tiempos de contracción muy rápidos.

## 5. Métodos de medición de la función neuromuscular

A lo largo de la historia se han utilizado diversos métodos para el estudio de la función neuromuscular como: grabación de par-fuerza durante contracciones voluntarias<sup>118</sup>, “mechanical power”<sup>119</sup>, electromiografía de superficie<sup>120</sup>, resonancia nuclear magnética<sup>121</sup>, métodos combinados<sup>122,123</sup>, métodos de medición mecánicos<sup>29</sup> como la fonografía<sup>124</sup>, sonomiografía<sup>125</sup>, vibromiografía<sup>126</sup>, y métodos más recientes como la tensiomiografía<sup>127</sup>.

A continuación desarrollaremos algunos de estos métodos.

## 5.1 Electromiografía

La electromiografía (EMG) consiste en la obtención de la actividad eléctrica del músculo en reposo o activo, es decir la medición de la contracción estática o de la contracción voluntaria máxima con un sensor o aguja que se aplica dentro del vientre muscular objeto de estudio. Existe una variante de la EMG denominada la electromiografía de superficie (EMGS) en la que los electrodos no se aplican intramuscularmente sino en la superficie y que permite realizar análisis biomecánicos de un gesto deportivo, análisis de la marcha, estudios de fatiga muscular y de rendimiento deportivo. Como limitaciones hay que destacar la gran variabilidad interobservador y la gran dificultad de interpretación y de metodología.

## 5.2 Métodos de medición mecánicos

Los métodos de medición mecánicos de la actividad neuromuscular se basan en la transformación de alteraciones mecánicas como las vibraciones o las oscilaciones en impulsos eléctricos. Estos métodos que en principio obtuvieron resultados prometedores tienen grandes limitaciones como la gran variabilidad intraobservación e interobservador por la baja proporción entre la señal mecánica y la transformación en señal eléctrica, y la complejidad y coste del soporte informático de transformación de la señal mecánica<sup>128,129</sup>.

### 5.2.1 Vibromiografía

Consiste en un método de medición de la amplitud de la vibración de todo el vientre muscular mediante la utilización de acelerómetros<sup>130-132</sup>.

### 5.2.2 Fonomiografía<sup>124</sup> - Sonomiografía<sup>125,133</sup>

Consiste en una técnica en la que mediante la utilización de micrófonos que transforman las oscilaciones del músculo en diferentes estímulos y sus frecuencias de resonancia, en diferentes sonidos audibles que posteriormente son analizados.

## 5.3 Tensiomiografía

La Tensiomiografía (TMG) es un método no invasivo de medición de la actividad neuromuscular desarrollado en el departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Ljubljana por Valencic y Knez en los 90's. La TMG se diseñó en un primer momento para fines médicos, pero en los últimos años se ha introducido su utilización con gran fuerza en las ciencias del deporte. Este método realiza la medición del desplazamiento de las fibras musculares y los tiempos de reacción que se producen en el vientre muscular después de haberle aplicado un estímulo eléctrico en condiciones isométricas. Sobre el vientre muscular del músculo objeto de estudio, se aplica una descarga eléctrica entre dos electrodos colocados en la superficie del músculo, esta descarga produce una respuesta muscular que es recogida por un receptor de alta precisión que produce en primer momento un pretensado del músculo y que es colocado perpendicularmente al vientre

muscular y entre los dos electrodos. Este método facilita información sobre la velocidad de contracción muscular, rigidez muscular, tipo predominante de fibra muscular y fatiga muscular. La TMG ha demostrado una buena-excelente fiabilidad interobservador, intrasesión y entre días para diferentes grupos musculares, como el vasto medial (VM), vasto lateral (VL), recto femoral (RF) y bíceps femoral (BF)<sup>19</sup>.

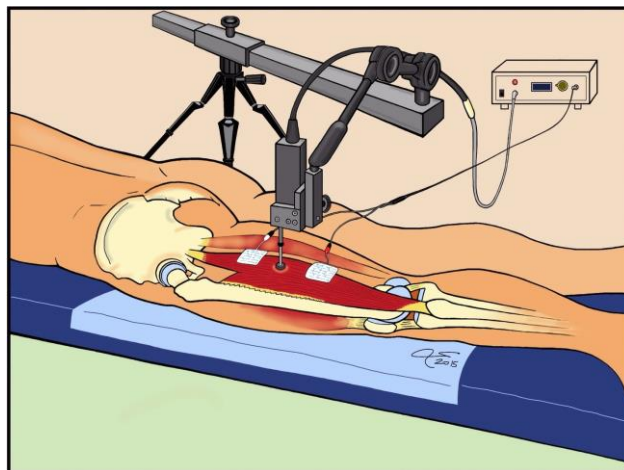


**Imagen 2.** Equipo de tensiomiografía

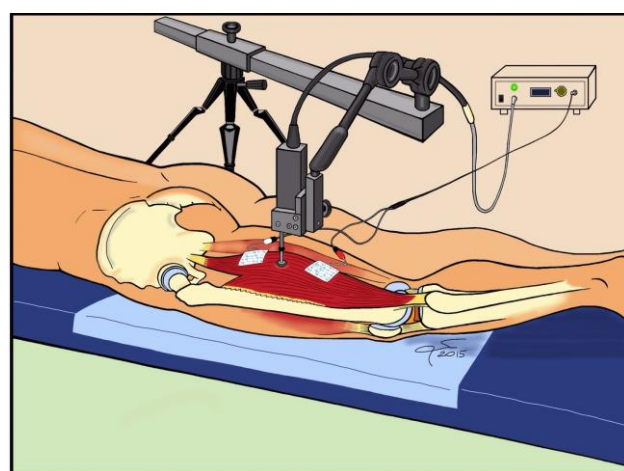
### 5.3.1 Procedimiento de medición

Si se aplica una descarga eléctrica a un vientre muscular se produce una contracción isométrica de las fibras de dicho músculo. Es en este principio en el que se basa la TMG para evaluar las características fisiológicas y de tipo de fibras musculares que presenta un músculo. En la TMG se aplica una corriente eléctrica bipolar, de un milisegundo de duración y de una intensidad que será constante o creciente según el protocolo que se aplique<sup>134-138</sup>. El estímulo eléctrico llega al músculo a través de dos electrodos que se sitúan en los extremos proximal y distal del músculo a una distancia determinada que ronda entre los 2-5 cm. Este estímulo provoca una contracción muscular que produce un desplazamiento del vientre muscular. El desplazamiento y el tiempo transcurrido son captados por un sensor mecánico de alta precisión colocado directamente sobre la piel, perpendicular al vientre muscular y orientado longitudinalmente al desplazamiento del mismo.





**Imagen 3.** Músculo pretensado antes del estímulo eléctrico (cortesía del Dr. X. Cuscó)



**Imagen 4.** Captación en el sensor de precisión de la respuesta muscular al estímulo eléctrico (cortesía del Dr. X. Cuscó)

El sensor mecánico utilizado en la TMG es de alta precisión y la presión de pretensado que se debe aplicar sobre la piel debe ser constante y está preestablecida entre 0,7-0,8N/mm.



**Imagen 5.** Sensor pretensado

De esta forma nos aseguramos que se detectan mínimas modificaciones del grosor de un músculo cuando realiza una contracción involuntaria y ajustada a la intensidad del estímulo eléctrico que la provoca<sup>134-138</sup>.

Para que el método tensiomiográfico sea válido, fiable y reproducible es fundamental que se tengan en cuenta algunos aspectos<sup>139</sup>

**1. Posición del segmento muscular a estudio:** El cambio en la posición del segmento muscular a estudiar produce cambios en el ángulo que repercuten en la respuesta biomecánica del músculo<sup>137,140,141</sup>. En las siguientes imágenes se muestra la colocación de los electrodos en los diferentes grupos musculares a estudio.



**Imagen 6.** Colocación de la pierna con flexión de 60° para la medición del cuádriceps



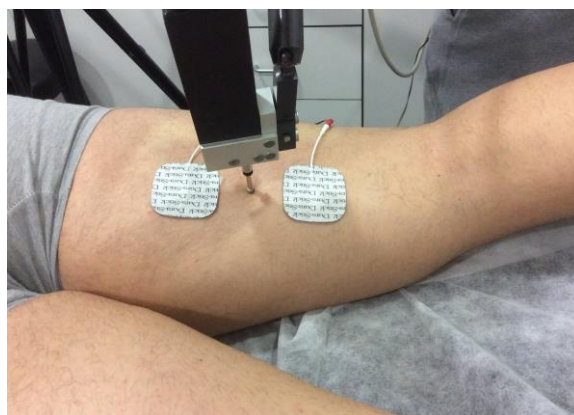
**Imagen 7.** Colocación de los electrodos para medición del músculo recto anterior



**Imagen 8.** Colocación de los electrodos para medición del músculo vasto lateral



**Imagen 9.** Colocación de los electrodos para medición del músculo vasto medial



**Imagen 10.** Colocación de la pierna con flexión de rodilla para la medición de los grupos musculares posteriores del muslo



**Imagen 11.** Colocación de los electrodos para medición del músculo bíceps femoral



**Imagen 12.** Colocación de los electrodos para medición de los músculos isquiotibiales

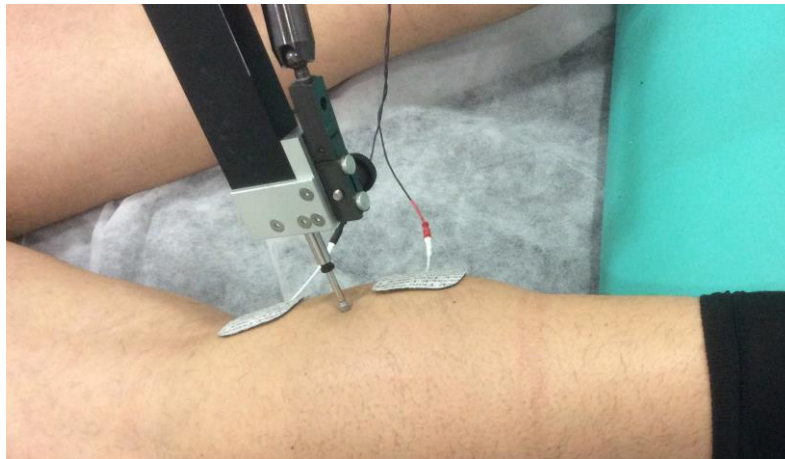


**Imagen 13.** Colocación de la pierna para la medición de gemelos, misma posición que para la medición de isquiotibiales



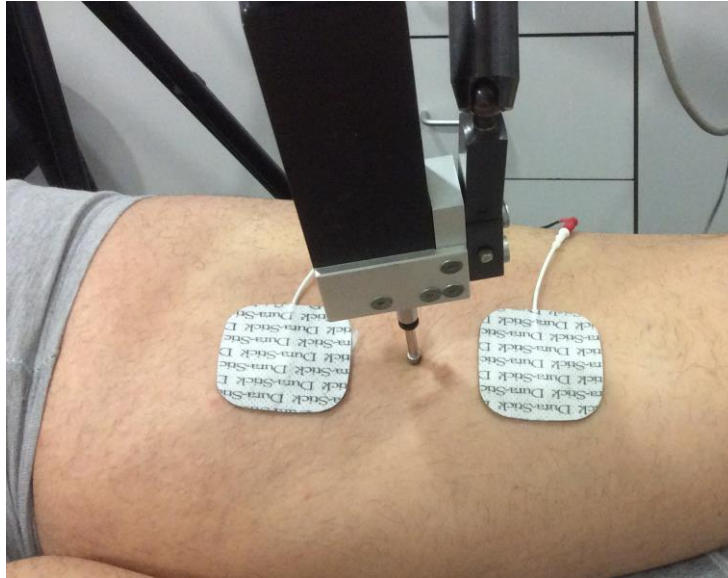


**Imagen 14.** Colocación de los electrodos para medición del gemelo externo



**Imagen 15.** Colocación de los electrodos para medición del gemelo interno

**2. Punto de aplicación del sensor:** Para la correcta medición, el sensor debe colocarse en la zona más prominente del vientre muscular y equidistante entre los electrodos que producen el estímulo eléctrico<sup>142</sup>. Estudios realizados por Simunic<sup>143</sup> encontraron que variaciones en el punto de aplicación producían alteraciones en las mediciones de menos del 5% aunque otros trabajos las encontraron mayores cuando la colocación de los sensores variaba 2 cm<sup>139,144</sup>.



**Imagen 16.** Colocación del sensor en posición simétrica entre los dos electrodos

**3. Recuperación entre cada estímulo:** Se deben espaciar los estímulos de estudio dejando un tiempo de relajación muscular para evitar los fenómenos de activación post-tetánica. Esto se debe realizar en los protocolos de estudio en los que se realicen descargas progresivas de incremento de potencia hasta alcanzar el máximo de desplazamiento radial (Dm)<sup>145,162</sup>

**4. Fatiga muscular:** La fatiga muscular es un factor que altera la respuesta tensiomiográfica del músculo. Se debe prever el tiempo de relajación muscular para evitar este fenómeno, a no ser que el motivo del estudio sea precisamente la evaluación de la fatiga muscular producida por una determinada situación<sup>138,146-148</sup>.

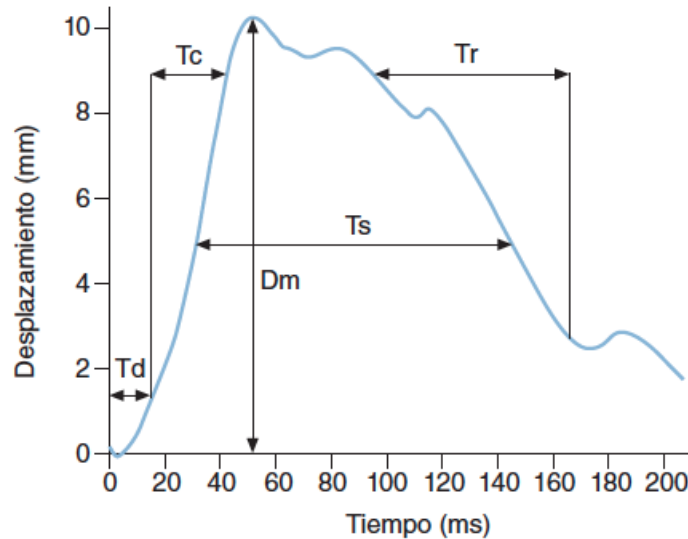
**5. Fijación de los segmentos:** La no fijación de los segmentos altera la medición de la contracción y por lo tanto los valores de Dm<sup>144</sup>.

**6. Temperatura muscular:** La experiencia nos muestra que caídas importantes de la temperatura del músculo reducen los valores de velocidad de contracción y deformación, a la vez que tienden a incrementar los valores de mantenimiento de la contracción y tiempo de relajación<sup>149</sup>.

**7. Otros factores:** El consumo de estimulantes, el tiempo de descanso previo, la temperatura del espacio físico donde se realicen las mediciones, el consumo de fármacos previos a la prueba son factores que pueden alterar la respuesta muscular y por lo tanto los valores obtenidos mediante mediciones de tensiomiografía<sup>12</sup>.

### 5.3.2 Parámetros de estudio de la TMG

Mediante la TMG se pueden medir los siguientes parámetros: A) Desplazamiento radial (Dm); B) Tiempo de latencia o respuesta (Td); C) Tiempo de contracción (Tc); D) Tiempo de mantenimiento de la contracción (Ts) y E) Tiempo de relajación (Tr).



**Imagen 17.** Gráfica de la respuesta neuromuscular a un estímulo eléctrico mediante TMG

**5.3.2.1 Desplazamiento radial (Dm).** Es el valor del desplazamiento radial expresado en mm. El Dm nos informa la rigidez muscular y varía en función de la disposición de las fibras musculares, volumen y entrenamiento a la que estén sometidas. Es difícil establecer valores de referencia para el Dm de los diferentes músculos encontrando valores diferentes para el mismo músculo como ocurre con el BF (bíceps femoral)<sup>150-152</sup>. El valor de Dm nos indica el estado del tono muscular: valores elevados de Dm indican falta de tono o fatiga y valores bajos muestran elevado tono muscular o rigidez del mismo<sup>146,153,154</sup>.

**5.3.2.2 Tiempo de respuesta o latencia (Td).** Es el tiempo medido en ms que tarda el músculo en alcanzar desde el inicio del estímulo, el 10% del desplazamiento total de la contracción.

**5.3.2.3 Tiempo de contracción (Tc).** Es el tiempo medido en ms que transcurre entre el 10% y el 90% del desplazamiento del músculo. Su valor varía en función del tipo de fibra muscular y de la fatiga<sup>134</sup>. Valores bajos de Tc se encuentran en los músculos con predominio de las fibras tipo II (blancas) o de contracción rápida y valores elevados con el predominio de las fibras tipo I (rojas) o de contracción lenta. Los valores promedios se suelen situar entre 28-29 ms<sup>150</sup> aunque hay autores que cifran valores por encima de 30 ms como valor de corte. El Tc es útil para distinguir tipos de deportistas por sus cualidades musculares, valorar la influencia de cargas de trabajo, niveles de activación o fatiga durante un entreno<sup>139</sup>.

**5.3.2.4 Tiempo de mantenimiento de contracción ( $T_s$ ).** Representa el tiempo de mantenimiento de la contracción midiéndose en ms. Es el tiempo transcurrido entre el 50% del desplazamiento alcanzado en la fase de contracción hasta el 50% del desplazamiento en la fase de relajación

**5.3.2.5 Tiempo de relajación ( $T_r$ ).** Es el tiempo medido en ms entre el 90% del desplazamiento del musculo al 10% del mismo en la fase de relajación.

Aparte de estos parámetros que son los básicos se pueden calcular otros valores como:

- **Velocidad de contracción ( $V_c$ ),** que representa la deformidad radial del músculo en el tiempo. La  $V_c$  será baja en los deportistas de resistencia con alto porcentaje de fibras de tipo I y será alta en los deportistas con actividad explosiva y con alto porcentaje de fibras de tipo II o de contracción rápida.

El Software permite calcular parámetros de simetría en extremidades o parámetros de relación entre músculos agonistas-antagonistas de la extremidad lo que nos da una idea de la simetría de la contracción muscular. Esta relación de simetría en el caso de las lesiones del LCA es muy importante entre los músculos extensores de la rodilla (cuádriceps) y los flexores (bíceps femoral e isquiotibiales).



**Imagen 18.** Gráfica de la respuesta neuromuscular a un estímulo eléctrico mediante TMG



### 5.3.3 Validez y Fiabilidad de la TMG

La TMG es un método no invasivo de alta precisión ( $\leq 4\mu\text{m}$ ) que permite el estudio de las características biomecánicas de músculos superficiales<sup>145,153-156</sup>. Como han indicado algunos autores<sup>140</sup> la respuesta muscular a un estímulo eléctrico presenta una alta correlación con el comportamiento muscular en un modelo en el que se estudien los procesos fisiológicos de la contracción. Estas características han hecho que estudios tensiomiográficos realizados hayan encontrado alta fiabilidad (bajo nivel de error) que oscila entre el 0,5-2% y una alta reproductibilidad (ICC entre 0,85-0,98) en los valores tradicionalmente medidos (Dm, Td, Tc, Ts, Tr)<sup>19,144,154,157</sup>. Sin embargo otros autores encontraron diferencias mayores en mediciones realizadas en tres días diferentes y en tres posiciones diferentes<sup>158</sup>.

Por estos motivos, algunos autores aconsejan que el protocolo sea muy preciso y exacto para evitar la variación en las mediciones y que esto no altere la fiabilidad y la reproductibilidad del método<sup>144</sup>.

### 5.3.4 Ventajas y aplicaciones de la TMG

La principal ventaja de la TMG es que es un método de medición de la función neuromuscular que tiene una alta precisión comparando con otros métodos como la EMG, la presoterapia muscular ( $\leq 4\mu\text{m}$ )<sup>145,153-156</sup>, es fiable y reproducible.

Por otro lado, la TMG es un método de medición que nos da una gran cantidad de información del comportamiento biomecánico y neuromuscular de un músculo como indica García Manso<sup>159</sup>.

1. Permite la valoración del comportamiento neuromuscular de un grupo a estudio de forma rápida sin que se tengan que modificar los programas de preparación o entreno de los deportistas.
2. Es un método de medición no invasivo, que no produce lesiones y en el que se aplican estimulaciones eléctricas de baja intensidad (de 1 a 110 mA).
3. Permite evaluar de forma individual, todos los músculos superficiales. De esta forma se pueden realizar estudios pormenorizados de los diferentes grupos musculares que intervienen en un gasto deportivo, que están relacionados con un mecanismo de lesión o con un deporte en concreto.
4. Permite evaluar la respuesta muscular sobre distintos tipos de entrenamiento o sobre diferentes protocolos de rehabilitación.
5. Permite evaluar aspectos relacionados con las características morfológicas y funcionales de las estructuras musculares analizadas, con lo que se puede orientar a los deportistas sobre el deporte más adecuado a sus características musculares y también permite valorar el estado de respuesta neuromuscular de un deportista valorando los posibles factores de riesgo para una lesión y su posterior modificación.
6. Permite la monitorización del comportamiento neuromuscular de una extremidad desde el momento de la lesión, hasta la reincorporación al deporte, permitiendo evaluar la influencia de la lesión sobre el comportamiento neuromuscular y evaluar el estado óptimo de recuperación y por lo tanto el momento más adecuado para su reincorporación a la práctica deportiva o la competición.

Por último destacar que los factores de comportamiento neuromuscular más relevantes que podemos analizar con la TMG son<sup>159</sup>:

- a.** Las características histoquímicas del tipo de fibra dominante en el músculo<sup>134,143,146,160</sup>
- b.** El estado de fatiga neural o estructural<sup>138,147,156,161,162</sup>
- c.** La activación muscular<sup>134,137,148,160</sup>
- d.** El tono muscular<sup>137,146,154,163</sup>
- e.** Las propiedades contráctiles del músculo<sup>134,136,146,150,156,160,164,165</sup>
- f.** El balance muscular<sup>161,166</sup>

## *Hipótesis de trabajo*

---

La hipótesis de trabajo de esta tesis doctoral se basa en los 5 estudios realizados sobre la respuesta neuromuscular de la extremidad inferior en los futbolistas que presentan lesión del LCA utilizando el método de la TMG.

### ESTUDIO 1.

“Estudio de la dominancia en la respuesta neuromuscular de las extremidad inferior del futbolista”. *Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 19. [Epub ahead of print].

- Reporta los resultados de la medición tensiomigráfica de la respuesta muscular en los futbolistas comparando la extremidad dominante y la no dominante.

### ESTUDIO 2.

“Estudio de los factores de riesgo neuromusculares en lesión del LCA en jugadores de fútbol varones”.

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R.* Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 8. [Epub ahead of print].

- Se exponen los resultados de la comparación de la respuesta neuromuscular de la extremidad inferior entre futbolistas que presentan lesión de LCA y no lesionados buscando factores de riesgo del mismo.

### ESTUDIO 3.

“Estudio de las características neuromusculares de los gastrocnemios como factores de riesgo de las lesiones del LCA en futbolistas varones”.

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R.* Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 4. [Epub ahead of print].

- Se estudia el comportamiento neuromuscular del gastrocnemio como factor de riesgo de la lesión de LCA siendo el primer estudio que se realiza hasta la fecha en futbolistas varones.

### ESTUDIO 4.

“Efectos de la lesión del LCA en las características tensiomiográficas neuromusculares en las extremidades de los futbolistas varones”.

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ares O, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 25. [Epub ahead of print].

- Se exponen los resultados tensiomiográficos en pacientes que presentan lesión de LCA y la repercusión que la lesión tiene sobre la respuesta neuromuscular de la extremidad inferior

### ESTUDIO 5.

“Efectos de la reconstrucción del LCA sobre las características neuromusculares de la extremidad inferior en futbolistas varones”.

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Jul 22. [Epub ahead of print].

- Se expone la repercusión de la cirugía de reconstrucción del LCA en la respuesta neuromuscular de las extremidades inferiores de los futbolistas valorados con tensiomiografía.

## 1. Hipótesis del Estudio 1

### Hipótesis principal

El comportamiento tensiomigráfico en la extremidad inferior del futbolista varón no está influenciado por la dominancia de la extremidad, en:

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Comparison of tensiomyographic characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 19. [Epub ahead of print].

## 2. Hipótesis del Estudio 2

### Hipótesis principal

Una alteración en la respuesta neuromuscular de los isquiotibiales es un factor de riesgo que influye en la lesión del LCA en los futbolistas varones.

### Hipótesis secundaria

El aumento de la relación entre la respuesta neuromuscular de cuádriceps sobre los isquiotibiales predispone a la lesión del LCA en los futbolistas varones.

Las dos hipótesis en:

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R.* Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 8. [Epub ahead of print].

## 3. Hipótesis del Estudio 3

### Hipótesis principal

El comportamiento de respuesta neuromuscular de los gastrocnemios no es un factor de riesgo para la lesión del LCA en los futbolistas varones, en:

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R.* Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 4. [Epub ahead of print].

## 4. Hipótesis del Estudio 4

### Hipótesis principal

La lesión del LCA en los futbolistas varones altera el comportamiento neuromuscular de los músculos de la pierna (cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios), en:

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ares O, Ballester J, Cugat R. Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Sep 25. [Epub ahead of print].*

## 5. Hipótesis del Estudio 5

### Hipótesis principal

La reconstrucción del LCA mediante la técnica HTH mejora el comportamiento neuromuscular de los cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas varones que presentan lesión del LCA.

### Hipótesis secundaria

La reconstrucción del LCA mediante la técnica HTH aumenta la simetría del comportamiento neuromuscular de los cuádriceps con respecto a los isquiotibiales en futbolistas varones que presentan lesión del LCA.

Las dos hipótesis en:

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Jul 22. [Epub ahead of print].*

# *Material y Métodos*

---

El material y métodos de esta tesis doctoral se desglosarán en cada uno de los estudios.

En los estudios que posteriormente desarrollaremos se realizó la medición del comportamiento neuromuscular mediante la técnica de TMG que a continuación exponemos con el fin de no repetirlo en cada uno de los estudios.

## **1. Técnica de la tensiomiografía**

El TMG utiliza un dispositivo portátil para la medición de la respuesta neuromuscular a partir de un estímulo eléctrico aplicado de forma percutánea sobre el vientre muscular del músculo superficial a estudiar. El estímulo eléctrico produce una contracción muscular que es detectada por un transductor digital que se aplica encima del vientre muscular<sup>160</sup>. La TMG ha demostrado buena reproducibilidad y fiabilidad en los estudios realizados interobservadores dentro de una misma sesión o en días diferentes en mediciones realizadas en VM, VL, RF, y BF<sup>12,19,29,157</sup>. Los parámetros obtenidos por TMG se basan en el máximo desplazamiento (Dm), que es el movimiento radial del vientre muscular después de la aplicación del estímulo eléctrico, expresado en mm. El resto de los parámetros obtenidos con TMG dependen del Dm: el tiempo de retardo (Td), también conocido como reacción o tiempo de activación, es el tiempo entre el inicio y el 10% de Dm; el tiempo de contracción (Tc) es el tiempo entre 10% y 90% de Dm; el tiempo de mantenimiento (Ts) es el tiempo en el que la respuesta del músculo permanece >50% de Dm; y el tiempo medio-relajación (Tr) es el tiempo en el cual la respuesta muscular disminuye 90-50% de Dm. Todos estos parámetros medidos en ms.

La metodología para la evaluación de la TMG fue idéntica en ambas extremidades, y los valores se obtuvieron por el mismo investigador de amplia experiencia en la utilización de la TMG. A todos los sujetos se les instruyó en las condiciones en que se debían realizar las mediciones siguiendo el protocolo establecido por Rey y col<sup>12</sup>: 1) el deportista debía estar en reposo, sin realizar ejercicio extenuante las 48 horas previas al estudio; 2) no podía realizar ingesta de bebidas energéticas y suplementos en las 48 horas previas; no debía realizar ingesta de alcohol ni cafeína al menos 3 horas antes de las mediciones; y 3) la no ingesta en posición erguida al menos 2 horas antes de las mediciones.

Los valores de evaluación neuromuscular para la VM, VL, RF, ST, BF, GM y GL se realizaron en las dos extremidades.

Se establecieron los métodos de medición y protocolo de acuerdo con Rey y col<sup>12</sup>. Todas las mediciones se obtuvieron en reposo en la posición supina para el VM, VL, RF, y en la posición prona para el resto de grupos de músculos. Para la posición supina, se empleó un cojín de espuma para mantener la rodilla con un ángulo fijo de 60° de flexión<sup>12</sup>. El desplazamiento radial del músculo se midió perpendicular sobre la masa muscular con un transductor digital de Dc-Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik doo, Ljubljana, Eslovenia). La localización anatómica de los sensores fue estandarizada para todos los sujetos y se basó en Delagi *et al*<sup>22</sup>. El electrodo autoadhesivo (electrodos TMG, TMG-BMC doo Ljubljana, Eslovenia) fue colocado equidistante a la medición punto, proximal (ánodo) y distal (cátodo) al sensor.

La estimulación eléctrica se aplicó a través de un electroestimulador TMG-100 (TMG doo-BMC, Ljubljana, Eslovenia) con un pulso de 1 ms y una amplitud inicial de 50 mA. Para cada prueba, la amplitud se aumentó progresivamente en incrementos de 10 mA hasta que no hubo más aumento en el Dm o un máximo de salida del estimulador de (110 mA), tomando como valor el obtenido en la medición con Dm mayor.

Todos los músculos se midieron dos veces: la primera para asegurar el funcionamiento apropiado del TMG, y el segundo fue tomada como el valor definitivo. La TMG ha demostrado una fiabilidad excelente, intraexperimento con valores de test de coeficiente de correlación entre 0,8 y 0,9 para Dm, Td, Tc, Ts y Tr de VM, VL, RF, y BF.

Todos los pacientes dieron su consentimiento para participar en este estudio, que contó con la aprobación del Comité Ético correspondiente (Fundació Unió Catalana d'Hospitals, número de identificación CEIC 11/63).

## 2. Material y métodos del estudio 1

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R. Comparison of tensiomyographic characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Sep 19. [Epub ahead of print].*

Se realizó un estudio transversal de casos-control, para evaluar las diferencias entre el comportamiento neuromuscular de los músculos esqueléticos de la extremidad inferior dominante y no dominante de jugadores varones de fútbol. La muestra se obtuvo de futbolistas varones federados durante la temporada 2011-2012 y que realizaban la actividad dentro del marco de la Mutualidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol, Delegación de Cataluña, Barcelona, España.



Para este estudio los criterios de inclusión fueron:

Jugadores sin historia de lesión o cirugía de las extremidades inferiores (lesiones de ligamentos, fracturas, lesiones musculares, lesiones condrales o lesiones de meniscales) en cualquiera de las extremidades inferiores.

Finalmente se incluyeron en el estudio treinta y ocho jugadores de fútbol. La media (desviación estándar) de las características demográficas fueron las siguientes: Edad 21,1 años (4,9), altura 1,75 (0,07) m, peso 71.5 (10) kg, y el índice de masa corporal 23 (2). Había seis extremidades izquierdas dominantes y 32 derechas. Las posiciones en el terreno de juego fueron las siguientes: 12 delanteros, 8 centrocampistas y 18 defensas. Todos jugadores de fútbol incluidos en este estudio fueron citados para realizar una evaluación neuromuscular del esqueleto muscular de ambas extremidades inferiores mediante TMG según el protocolo que se ha expuesto anteriormente.

### 2.1 Análisis estadístico del estudio 1

Se utilizó estadística descriptiva para resumir todas las características demográficas y los resultados. Una prueba t-Student pareada fue empleada para comparar las características de respuesta neuromuscular medidas con la TMG en ambas extremidades inferiores. Se realizó un cálculo del tamaño de la muestra basado en los resultados preliminares de 10 pacientes. Para todos los parámetros de la TMG de los músculos evaluados, el tamaño mínimo de la muestra considerada para todo el estudio, se obtuvo de la comparación que suscitó el de mayor valor. Para los parámetros relacionados con el tiempo, se precisaron 36 pacientes, teniendo en cuenta una potencia de 80% para detectar diferencias estadísticamente significativas en la prueba de hipótesis a través de una prueba t-Student pareada de dos colas con un nivel alfa de 0,05, y suponiendo una diferencia en las medias de Tc entre ambos lados de 0,8 ms y una desviación estándar para el lado no dominante de 1,7 ms. Para encontrar diferencias estadísticamente significativas en los parámetros relacionados con el desplazamiento, se precisaron 37 pacientes suponiendo una diferencia en las medias de Dm entre los dos lados de 0,6 mm y una desviación estándar para el lado no dominante de 1,3 mm. Todo el análisis estadístico se realizó utilizando el SPSS v.19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, EE.UU.). El nivel alfa se fijó en 0,05.

## 3. Material y métodos del estudio 2

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R. Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 May 8. [Epub ahead of print].*

Se realizó un estudio transversal casos-control. En este estudio se realizaron comparaciones entre la respuesta neuromuscular de la extremidad contralateral de un grupo pacientes futbolistas varones que presentan lesión de LCA y la media de la respuesta muscular de las dos extremidades en un grupo de futbolistas sanos.

La muestra de pacientes pertenecía a futbolistas varones federados y con la cobertura sanitaria de la Mutualidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol, Delegación de Cataluña, Barcelona, España, entre las temporadas 2011-2012.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes para los dos grupos:

En el grupo de lesionados del LCA: Futbolistas varones federados con ruptura completa del LCA confirmada mediante exploración física y estudio de RNM producida durante la temporada 2011-2012 y sin lesiones graves concomitantes (fractura de la extremidad ipsilateral, otras lesiones de ligamentos de la rodilla, o cambios artrósicos avanzados). Fueron criterios de exclusión de este grupo: Ruptura del LCA contralateral, lesión grave de rodilla contralateral (fracturas, cartílago, o las lesiones de menisco), o lesiones leves de la rodilla contralateral o cirugía en el último año.

En el grupo de futbolistas sanos los criterios de inclusión fueron: Futbolistas varones en activo durante la temporada 2011-2012 sin lesiones en la extremidades inferiores (fracturas, cartílago, meniscos, ligamentos) o cirugía.

A los pacientes de los dos grupos se les realizó en nuestro centro de estudio, una evaluación del estado neuromuscular mediante técnica de la TMG anteriormente descrita del VM, VL, RF, ST, y BF. En el grupo de rotura del LCA, se estudió la pierna contralateral mientras que en grupo de futbolistas sanos se realizaron mediciones en las dos extremidades obteniendo la media de ellas. El protocolo de preparación y medición de la TMG fue el mismo para todos los pacientes y se explica al inicio de esta sección.

### **3.1 Análisis estadístico del estudio 2**

Se utilizó estadística descriptiva para resumir las características demográficas y el estudio de los resultados. Se aplicó una prueba t-Student con datos no pareados para comparar las características demográficas y los valores de TMG entre ambos grupos. El cálculo del tamaño de la muestra se llevó a cabo sobre la base de los resultados preliminares de 10 pacientes en cada grupo. El Tc fue el parámetro relacionado con el tiempo que precisó un mayor número de pacientes por grupo y se tomó como parámetro de referencia (media de Tc de todos los músculos evaluados) para el cálculo del tamaño de la muestra. Para conseguir una potencia del 80% y detectar diferencias estadísticamente significativas en la prueba de hipótesis a través de una prueba t-Student no pareada de una cola (con un nivel alfa de 5%), suponiendo una diferencia entre la media del grupo experimental y el control de 1,7 ms y una desviación estándar en el grupo de control de 3,7 ms, la muestra calculada fue mínimo de 38 pacientes en cada grupo. Para Dm, teniendo en cuenta las mismas premisas, asumiendo una diferencia entre las medias del grupo experimental y del control de 0,9 mm, y una desviación estándar en el grupo de control de 1,9 mm, se precisaron 35 pacientes en cada grupo. Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando el SPSS versión 19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, EE.UU.). EL nivel alfa se fijó en 0,05.

## 4. Material y métodos del estudio 3

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R.* Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 4. [Epub ahead of print].

Se realizó un estudio transversal casos-control. En este estudio se realizaron comparaciones entre la respuesta neuromuscular medida con la TMG de los gastrocnemios de la extremidad contralateral de un grupo de pacientes futbolistas varones que presentan rotura del LCA y la media de la respuesta muscular de las dos extremidades inferiores en un grupo de futbolistas sanos.

La muestra de pacientes estaba formada por futbolistas varones federados y con la cobertura sanitaria de la Mutuality de Futbolistas, Federación Española de Fútbol, Delegación de Cataluña, Barcelona, España, entre las temporadas 2011-2012.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes para los dos grupos:

En el grupo de lesionados del LCA: Futbolistas varones federados con ruptura completa del LCA confirmada mediante exploración física y estudio de RNM producida durante la temporada 2011-2012 y sin lesiones graves concomitantes (fracturas de la extremidad ipsilateral, otras lesiones de ligamentos de la rodilla, o artrosis avanzada). Fueron criterios de exclusión de este grupo: Ruptura del LCA contralateral, lesión de rodilla contralateral (fracturas, ligamentos, cartílago, o las lesiones de menisco), o cirugía en el último año.

En el grupo de futbolistas sanos los criterios de inclusión fueron: Futbolistas varones en activo durante la temporada 2011-2012 sin lesiones en la extremidades inferiores (fracturas, cartílago, meniscos, ligamentos) o cirugía.

A los pacientes de los dos grupos se les realizó en nuestro centro de estudio, una evaluación del estado neuromuscular mediante técnica de TMG del gastrocnemio medial (GM) y gastrocnemio lateral (GL). En el grupo de rotura del LCA se estudió la pierna contralateral mientras que en el grupo de futbolistas sanos se realizaron mediciones en las dos extremidades. El protocolo de preparación y medición de la TMG fue el mismo para todos los pacientes y se explica al inicio de esta sección.

### 4.1 Análisis estadístico del estudio 3

Se utilizó estadística descriptiva para resumir las características demográficas y el estudio de los resultados. Se utilizó una prueba t-Student no pareada para comparar las características demográficas y los valores de la TMG entre ambos grupos. El tamaño de la muestra se calculó en base a resultados preliminares que implicaron diez pacientes en cada grupo. Para el cálculo del tamaño de la muestra para los parámetros relacionados con el tiempo (Td, Tc, Ts, y Tr) se tuvo en

cuenta el Tc, ya que este fue el parámetro que derivó en el mayor número necesario de pacientes por grupo. Teniendo en cuenta un poder de 80% para detectar diferencias estadísticamente significativas en la hipótesis a través una prueba t-Student no pareada de dos colas, teniendo en cuenta un nivel alfa de 5%, y suponiendo una diferencia entre las medias del grupo experimental y del grupo control de 2,3 ms, y una desviación estándar en el grupo control de 4,6 ms, se necesitaron 35 pacientes en cada grupo. Para el parámetro relacionado con la distancia (Dm), teniendo en cuenta las mismas premisas, y suponiendo una diferencia en las medias del grupo experimental y del grupo control de 0,4 mm, y una desviación estándar en el grupo control de 0,8 mm, se necesitaron 36 pacientes en cada grupo. Todos los análisis estadísticos se llevaron a cabo utilizando el SPSS versión 19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, EE.UU.). El nivel alfa se fijó en 0,05.

## 5. Material y métodos del estudio 4

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ares O, Ballester J, Cugat R. Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Sep 25. [Epub ahead of print].*

Se realizó un estudio transversal caso-control comparativos de la repercusión de la lesión del LCA sobre la respuesta neuromuscular medida con la TMG en futbolistas varones. Se estudiaron dos grupos, el primero que presentaba rotura del LCA y el segundo de pacientes sanos. La muestra de ambos grupos de pacientes pertenecía a futbolistas varones federados y con la cobertura sanitaria de la Mutualidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol, Delegación de Cataluña, Barcelona, España, entre las temporadas 2011-2012.

Los criterios de inclusión de los dos grupos fueron los siguientes:

En el grupo de lesionados del LCA: Futbolistas varones federados con ruptura completa del LCA confirmada mediante exploración física y estudio de RNM producida durante la temporada 2011-2012 y sin lesiones graves concomitantes (fractura de la extremidad ipsilateral, otras lesiones de ligamentos de la rodilla, o cambios artrósicos avanzados). Fueron criterios de exclusión de este grupo: Ruptura del LCA contralateral, lesión grave de rodilla contralateral (fracturas, cartílago, o las lesiones de menisco), o lesiones leves de la rodilla contralateral o cirugía en el último año.

En este estudio se realizaron comparaciones de las respuestas neuromusculares de las extremidades inferiores obtenidas mediante estudio tensiomiográfico, atendiendo a los siguientes criterios:

- A. Los valores de la respuesta neuromuscular medida con TMG de la extremidad que presenta rotura del LCA en varones comparando con la media los valores de las extremidades en un grupo control sano.

- B. El porcentaje de simetría de las dos extremidades en futbolistas que presentan rotura del LCA y la media de la simetría entre las dos extremidades de un grupo de pacientes futbolistas varones sanos.
- C. Relación entre grupos musculares (VM/VL), (GM/GL), (VM-VL-RF)/BF, (VM/VL)/(GM/GL) del grupo de futbolistas varones que presentan rotura del LCA y el grupo de futbolistas varones sanos.
- D. Comparación de los valores de TMG entre la extremidad que presentan rotura del LCA y no lesionados del grupo de futbolistas.

Antes de someterse a la reconstrucción del LCA, todos los pacientes con lesión del LCA se les realizó un estudio del estado neuromuscular de las extremidades inferiores mediante TMG. Se obtuvieron las mismas mediciones en ambos lados de un grupo control formado por jugadores sin historia previa de LCA o de lesión de rodilla. Los valores de evaluación neuromuscular en el lado lesionado del grupo lesionado LCA, se compararon con los valores medios para ambos lados del grupo de control sano, y luego se llevó a cabo otra comparación entre ambos lados del grupo de pacientes lesionados del LCA. Se incluyeron en el estudio cuarenta futbolistas activos que presentaban lesión del LCA y 38 jugadores de fútbol sanos que fueron el grupo control. La media (desviación estándar) de las características demográficas en los grupos de lesionados y de control fueron: 22,3 años (6,8) y 21,1 (4,9) años, altura 1,75 (0,04) y 1,75 (0,07) m, peso 71,7 (7,7) y 71,5 (10) kg, índice de masa corporal 23,3 (2,5) y 23 (2), respectivamente. No hubo diferencia significativa de edad (ns), altura (ns), peso (ns), e índice de masa corporal (ns) entre ambos grupos.

Todos los pacientes dieron su consentimiento para participar en este estudio, que recibió aprobación del Comité Ético correspondiente (Fundació Unió Catalana d'Hospitals, número de identificación CEIC 11/63)

### 5.1 Análisis estadístico del estudio 4

Se utilizó estadística descriptiva para resumir las características demográficas y el estudio de los resultados. Se aplicó una prueba t-Student con datos no pareados para comparar las características demográficas entre los grupos y los valores de TMG entre el lado lesionado del grupo LCA-lesionado y los valores medios de los lados del grupo control sano. Se utilizó el mismo test para comparar los valores de TMG entre ambos lados en el grupo de LCA lesionado. Se realizó un estudio piloto con 10 pacientes en cada grupo (datos recopilados de ambas extremidades inferiores en cada grupo) para calcular el tamaño de la muestra. Este cálculo de la muestra se realizó para cada una de las comparaciones que estaban previstas realizar en este estudio.

Para todos los parámetros de TMG de los músculos evaluados, el tamaño mínimo de la muestra considerada para todo el estudio, se obtuvo de la comparación que suscitó el de mayor valor. Estos valores corresponden al valor de Tc para los parámetros relacionados con el tiempo y el Dm para el relacionado con el desplazamiento tanto para la comparación de grupos control como lesionados (en el grupo lesionado-LCA se comparó el lado lesionado *versus* el lado ileso). Teniendo en cuenta

una potencia de 80% para detectar diferencias estadísticamente significativas en la hipótesis testadas a través de una prueba t-Student de datos no pareados de dos colas con un nivel alfa de 0,05, y suponiendo una diferencia en la media de los valores de Tc entre los grupos lesionado y control de 1,4 ms, y una desviación estándar del grupo control de 3 ms, la muestra necesaria fue de 37 pacientes. Para Dm, considerando las mismas premisas, y suponiendo una diferencia en la media de los valores de Dm entre el grupo lesionados y control de 0,8 mm, y una desviación estándar del grupo control de 1,7 mm, la muestra necesaria fue de 36 pacientes. Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando el SPSS v.19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, EE.UU.). El nivel alfa se fijó en 0,05.

## 6. Material y métodos del estudio 5

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Jul 22. [Epub ahead of print].

Se realizó un estudio prospectivo intragrupo pre-post cirugía, para evaluar la respuesta neuromuscular mediante TMG de las extremidades inferiores en jugadores futbolistas varones después de la reconstrucción del LCA.

Todos los pacientes eran futbolistas varones federados con ruptura completa de LCA confirmada mediante exploración física y estudio de RNM producida durante la temporada 2011-2012 y sin lesiones graves concomitantes (fracturas de ipsilaterales, otras lesiones de ligamentos de la rodilla, o cambios artrosis avanzados) y que fueron sometidos a reconstrucción del LCA mediante técnica HTH. Fueron criterios de exclusión de este estudio: Cirugía previa del LCA u otra en la rodilla, ruptura del LCA contralateral, lesión grave de rodilla contralateral (fracturas, cartílago, o las lesiones de menisco), o lesiones leves de la rodilla contralateral o cirugía en el último año.

Se incluyeron finalmente en el estudio cuarenta jugadores de fútbol varones. La media (desviación estándar) para las características demográficas fue 22,3 años (6,9) años, altura 1,75 (0,1) m, peso 71,7 (7,7) kg, índice de masa corporal de 23,3 (2,5). El nivel de actividad según la escala de Tegner de los jugadores de fútbol incluido en este estudio fue 9. Todos los pacientes incluidos en este estudio fueron sometidos a una cirugía de reconstrucción del LCA por los cirujanos con práctica habitual en la técnica quirúrgica (R.C., P.A.D., y G.S.). Todos los pacientes fueron operados mediante reconstrucción autoinjerto HTH, mediante reconstrucción anatómica monofascicular con la perforación del túnel femoral a través del portal anteromedial. El protocolo de rehabilitación postoperatorio de la reconstrucción del LCA se estandarizó para todos los pacientes. Antes de la cirugía de reconstrucción del LCA, todos los pacientes fueron sometidos a evaluación del estado neuromuscular de la extremidad inferior mediante TMG, tanto en el lado lesionado y como en el no lesionado, que se utilizó como grupo de control. Las mismas medidas se repitieron un año después de la cirugía en ambos lados.

Los valores TMG de las extremidades inferiores se compararon en tres condiciones:

1. Preoperatorio frente postoperatoria en el lado lesionado,
2. Preoperatorio frente postoperatoria en el lado no lesionado y
3. La diferencia entre las mediciones preoperatorias y postoperatorias del lado operado frente a lado no operado.

### **6.1 Análisis estadístico del estudio 5**

Se utilizó estadística descriptiva para resumir las características demográficas y el estudio de los resultados. Se aplicó una prueba t-Student con datos pareados para comparar los valores de TMG preoperatorios y postoperatorios del lado lesionado y del no lesionado. Se utilizó una prueba de t-Student no pareada para comparar la diferencia entre valor preoperatorio-postoperatorio del lado operado contra el lado no operado. Se realizó un estudio piloto con 10 pacientes en cada grupo para calcular el tamaño de la muestra, (datos recogidos para ambas extremidades inferiores en cada paciente). Este cálculo muestral se realizó para cada una de las comparaciones que estaban previstas realizar en este estudio.

El tamaño mínimo de la muestra considerada para todo el estudio, se obtuvo de la comparación que suscitó el de mayor valor. Estos valores correspondieron al Tc para los parámetros relacionados con el tiempo y Dm para los parámetros relacionados con la distancia, tanto para la comparación preoperatoria-postoperatoria en el lado lesionado. En vista de una potencia de 80% para detectar diferencias estadísticamente significativas en la prueba de hipótesis a través de un prueba t-Student de datos pareados de dos colas con un nivel  $\alpha$  de 0,05, y asumiendo una diferencia en las medias de los valores preoperatorios y postoperatorios en el lado lesionado para la Tc de 1,6 ms, y una desviación estándar para el periodo preoperatorio de 3,5 ms, se necesitaron 38 pacientes. Para Dm, considerando las mismas premisas, y asumiendo una diferencia en las medias de los valores preoperatorios y postoperatorios en el lado lesionado de 0,7 mm y una desviación estándar del período preoperatorio de 1,5 mm, se necesitaron 37 pacientes. Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando el SPSS v.19 (SPSS, Inc., Chicago, IL, EE.UU.). El nivel  $\alpha$  fue fijado en 0,05.





# *Resultados*

---

El apartado de resultados se corresponde con lo reportado en cada uno de los estudios de investigación que conforman esta tesis

## **1. PRIMER ESTUDIO**

### **Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players**

**Pedro Álvarez-Díaz**, Eduard Alentorn-Geli, Silvia Ramon, Miguel Marin, Gilbert Steinbacher, Marta Rius, Roberto Seijas, Jordi Ballester, Ramón Cugat.

**Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** 2014 Sep 19. [Epub ahead of print]

El principal resultado de este estudio es que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los parámetros de TMG evaluados entre el lado dominante y el no dominante en los músculos ST, GM, y GL (Tabla 1). Tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de los valores de TMG obtenidos en los músculos VM, VL, RF, y BF. Únicamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas con mediciones de mayor valor en el lado dominante para VM-Tc ( $p = 0,008$ ), RF-Ts ( $p = 0,009$ ), RF-Tr ( $p = 0,01$ ), y BF-Ts ( $p = 0,04$ ), y valores inferiores en el VL-Tc ( $p = 0,03$ ) y VL-Td ( $p = 0,02$ ) en el lado dominante en comparación con el no dominante (Tabla 1).

**Tabla 1.** Comparación de los valores tensiomiográficos entre la extremidad inferior dominante y no dominante en futbolistas varones.

Músculo	TMG <sup>†</sup>	Lado dominante*	Lado no dominante*	Valor -p
VM	Tc	22.9 (2)	22.1 (2.2)	0.008
	Ts	173.1 (32.9)	173.7 (30.2)	0.9
	Tr	101.2 (55.9)	108.4 (57.5)	0.5
	Dm	7.7 (1.5)	8 (1.9)	0.3
	Td	20.7 (1.4)	20.6 (1.1)	0.5
VL	Tc	22.1 (2.3)	23 (3.2)	0.03
	Ts	42.8 (29)	51.1 (65.7)	0.4
	Tr	18 (22.7)	17.2 (21.2)	0.8
	Dm	5.5 (1.6)	6 (2.3)	0.1
	Td	21.1 (1.5)	21.8 (2)	0.02
RF	Tc	26.6 (4.1)	27 (5.7)	0.6
	Ts	91 (62.6)	60 (40.2)	0.009
	Tr	52.1 (57)	28 (31.1)	0.01
	Dm	13.6 (28.9)	8.8 (2.9)	0.3
	Td	26.9 (21.4)	23.7 (1.9)	0.3
ST	Tc	35.8 (5.8)	35.1 (6.2)	0.3
	Ts	165.6 (33.1)	171.8 (32.3)	0.1
	Tr	85.6 (30.5)	85.1 (38.1)	0.9
	Dm	9.4 (2.7)	9.7 (2.8)	0.3
	Td	24.2 (2.4)	24 (2.4)	0.6
BF	Tc	24.9 (6.5)	24.2 (7)	0.2
	Ts	214.4 (81.6)	195.3 (64)	0.04
	Tr	72.7 (54.5)	56.7 (38.6)	0.1
	Dm	4.7 (2.1)	4.5 (2.2)	0.2
	Td	21.5 (2.7)	21.9 (4.8)	0.6
GM	Tc	22.3 (2.4)	21.8 (2.7)	0.2
	Ts	184.8 (38.6)	177.9 (48.6)	0.4
	Tr	54.9 (34.9)	51.4 (36)	0.6
	Dm	3.1 (1)	3 (1)	0.5
	Td	19.7 (1.6)	20.5 (2.7)	0.05
GL	Tc	20.7 (2.4)	21.5 (5.5)	0.4
	Ts	199.1 (41.1)	193.6 (36.3)	0.2
	Tr	47.4 (29.1)	41.3 (24.6)	0.08
	Dm	3.7 (1.3)	3.8 (1.3)	0.6
	Td	18.3 (1.3)	18.4 (1.7)	0.5

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, biceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral; Tc, tiempo de contracción; Ts, tiempo de mantenimiento; Tr, tiempo de relajación; Dm, desplazamiento máximo; Td, tiempo de latencia

<sup>†</sup>Todos los valores en ms, excepto Dm expresado en mm.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc  
DOI 10.1007/s00167-014-3298-5

SPORTS MEDICINE

## Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players

Pedro Alvarez-Diaz · Eduard Alentorn-Geli · Silvia Ramon · Miguel Marin · Gilbert Steinbacher · Marta Rius · Roberto Seijas · Jordi Ballester · Ramon Cugat

Received: 28 July 2014 / Accepted: 28 August 2014

© European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery, Arthroscopy (ESSKA) 2014

### Abstract

**Purpose** Tensiomyography (TMG) has been used to assess neuromuscular characteristics of muscles of the lower extremity in soccer players. However, the effects of lower extremity dominance on TMG characteristics in this population have not been reported to date. The purpose of this study was to compare the TMG neuromuscular characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players.

**Methods** Thirty-eight consecutive healthy male soccer players underwent resting TMG assessment of vastus

medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM), and gastrocnemius lateralis (GL) in both lower extremities. The maximal displacement, delay time, contraction time, sustained time, and half-relaxation time were obtained and compared between both sides.

**Results** There were no significant differences in the vast majority of the TMG parameters between both lower extremities. The dominant side demonstrated higher VM contraction time ( $p = 0.008$ ), RF sustained time ( $p = 0.009$ ), RF half-relaxation time ( $p = 0.01$ ), and BF sustained time ( $p = 0.04$ ), but lower VL contraction time ( $p = 0.03$ ) and VL delay time ( $p = 0.02$ ) compared to the non-dominant side.

**Conclusion** In general, TMG-assessed neuromuscular characteristics of the VM, VL, RF, ST, BF, GM, and GL were not affected by lower extremity dominance in male soccer players. Therefore, there is no need to assess both sides when using TMG to monitor the response to training or muscles at risk of injury in soccer players unless there is a specific reason.

**Level of evidence** Prognostic study, Level II.

**Keywords** Tensiomyography · Neuromuscular · Muscle · Dominance · Male soccer

P. Alvarez-Diaz (✉) · G. Steinbacher · M. Rius · R. Cugat  
Mutualidad de Futbolistas – Federación Española de Fútbol,  
Delegación Cataluña, Ronda Sant Pere 19-21, 08010 Barcelona,  
Spain  
e-mail: dr.pedroalvarezdiaz@gmail.com

P. Alvarez-Diaz · S. Ramon · R. Seijas · R. Cugat  
Fundación García-Cugat, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · R. Seijas · R. Cugat  
Artroscopia gc, S.L., Department of Orthopaedic Surgery,  
Hospital Quirón, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · S. Ramon · R. Seijas  
Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona, Spain

E. Alentorn-Geli  
Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology. Parc  
de Salut Mar, Hospital de Mar and Hospital de l'Esperança,  
Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Barcelona, Spain

S. Ramon · M. Marin  
Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Hospital  
Quirón, Barcelona, Spain

J. Ballester  
Department of Surgery, Universitat Autònoma de Barcelona,  
Barcelona, Spain

### Introduction

Tensiomyography (TMG) is a noninvasive method developed to assess skeletal muscle mechanical and contractile properties in response to electrical stimuli [24]. This method provides information about muscle stiffness or tone, contraction velocity, type of predominant skeletal muscle fibers, or muscle fatigue [16, 17, 21, 24, 27]. It has

been employed to assess the neuromuscular characteristics of skeletal muscles in a variety of populations and diseases: young healthy subjects [6, 7, 11, 15, 20, 25, 26], peripheral artery disease [13], diabetic polyneuropathy [23], paralytic poliomyelitis [14], multiple sclerosis [19], and athletes [9, 12].

The neuromuscular characteristics of soccer players have also been evaluated using TMG. Specifically, the studies have employed TMG to assess the effects of cold water exposure [10], recovery interventions (after training sessions) [22], playing position [21], anterior cruciate ligament reconstruction [3], and different types of training [24] on mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity. Differences in muscle strength, among other parameters, have been demonstrated between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players [8, 18, 28]. However, the extent to which lower extremity dominance affects TMG neuromuscular characteristics in athletes in general, and soccer players in particular, has not been reported to date. This is needed to know if both sides have to be evaluated when using TMG to monitor the response to training throughout the season or evaluate preseason or in-season muscles at risk of injury, among other practical applications. In addition, and from a research point of view, the evaluation of side-to-side differences is also needed to know if leg dominance may influence the results of any investigation and has to be, therefore, controlled in any comparative study involving TMG.

The purpose of this study was to compare the TMG neuromuscular characteristics between the dominant and non-dominant vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM), and gastrocnemius lateralis (GL) in male soccer players.

## Materials and methods

A cross-sectional, intra-group, comparative study was conducted to assess the neuromuscular differences between the dominant and non-dominant skeletal muscles of the lower extremities of male soccer players. A sample of competitive male soccer players during the 2011–2012 soccer season was approached for eligibility for the present study at the Mutuallidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol, Delegación Cataluña, Barcelona, Spain. Players without any minor injury or surgery (in the last year), current or history of ACL, or major injuries (fractures, muscular, cartilage or meniscal injuries) in either lower extremity were finally included in this investigation.

Thirty-eight healthy competitive male soccer players were finally included in this study. The mean (standard deviation) for demographic characteristics was as follows:

age 21.1 (4.9) years, height 1.75 (0.07) m, weight 71.5 (10) kg, and body mass index 23 (2). There were six left-side dominant and 32 right-side dominant soccer players, and 12 forwards, eight midfielders, and 18 defenses. All soccer players included in this study were appointed for a visit where a neuromuscular assessment of the skeletal muscles of both lower extremities was obtained with the TMG. The methodology for TMG assessment was identical in both sides, and values were obtained by the same investigator, who had experience with TMG. All subjects were instructed to come for measurements in the following conditions [21]: (1) resting, with no previous strenuous exercise in 48 h; (2) no intake of energy drinks or supplements in the previous 48 h; no alcohol or caffeine at least 3 h before measurements; and (3) no foot intake at least 2 h before measurements. The values of neuromuscular assessment for the VM, VL, RF, ST, BF, GM, and GL were compared between the dominant and non-dominant sides.

The TMG uses a portable device to produce an electrical stimulus applied percutaneously that elicits a muscular contraction detected by a digital transducer applied above the muscle belly [27]. TMG has demonstrated good-to-excellent inter-observer, intra-session, and between-day reliability for VM, VL, RF, and BF [4, 21, 25, 26]. The parameters obtained by TMG are all based on the maximal displacement ( $D_m$ ), which is the radial movement of the muscle belly after the application of the electrical stimulus, expressed in mm. The rest of the parameters obtained with TMG depend on  $D_m$ : the delay time ( $T_d$ ), also known as reaction or activation time, is the time between the initiation and 10 % of  $D_m$ ; the contraction time ( $T_c$ ) is the time between 10 and 90 % of  $D_m$ ; the sustained time ( $T_s$ ) is the time in which the muscle response remains >50 % of  $D_m$ ; and the half-relaxation time ( $T_r$ ) is the time in which the muscle response decreases from 90 to 50 % of  $D_m$ . The measurement methods and protocol were established according to Rey et al. [21] and have been previously detailed [1–3]. All measurements were obtained at rest in the supine position for the VM, VL, and RF, and in the prone position for the rest of muscle groups. For the supine position, a foam cushion was employed to keep the knee joint with a fixed angle of 60° of knee flexion [21]. The radial muscle displacement was measured perpendicular to the muscle belly with a digital transducer Dc–Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia). The anatomical location of the sensors was standardized for all subjects and was based on Delagi et al. [5]. The self-adhesive electrodes (TMG electrodes, TMG-BMC d.o.o. Ljubljana, Slovenia) were placed equidistant to the measuring point, proximal (anode) and distal (cathode) to the sensor. Electrical stimulation was applied through a TMG-100 System electrostimulator (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) with a pulse of 1 ms and an initial amplitude of 50 mA.



been employed to assess the neuromuscular characteristics of skeletal muscles in a variety of populations and diseases: young healthy subjects [6, 7, 11, 15, 20, 25, 26], peripheral artery disease [13], diabetic polyneuropathy [23], paralytic poliomyelitis [14], multiple sclerosis [19], and athletes [9, 12].

The neuromuscular characteristics of soccer players have also been evaluated using TMG. Specifically, the studies have employed TMG to assess the effects of cold water exposure [10], recovery interventions (after training sessions) [22], playing position [21], anterior cruciate ligament reconstruction [3], and different types of training [24] on mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity. Differences in muscle strength, among other parameters, have been demonstrated between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players [8, 18, 28]. However, the extent to which lower extremity dominance affects TMG neuromuscular characteristics in athletes in general, and soccer players in particular, has not been reported to date. This is needed to know if both sides have to be evaluated when using TMG to monitor the response to training throughout the season or evaluate preseason or in-season muscles at risk of injury, among other practical applications. In addition, and from a research point of view, the evaluation of side-to-side differences is also needed to know if leg dominance may influence the results of any investigation and has to be, therefore, controlled in any comparative study involving TMG.

The purpose of this study was to compare the TMG neuromuscular characteristics between the dominant and non-dominant vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM), and gastrocnemius lateralis (GL) in male soccer players.

## Materials and methods

A cross-sectional, intra-group, comparative study was conducted to assess the neuromuscular differences between the dominant and non-dominant skeletal muscles of the lower extremities of male soccer players. A sample of competitive male soccer players during the 2011–2012 soccer season was approached for eligibility for the present study at the Mutualidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol, Delegación Cataluña, Barcelona, Spain. Players without any minor injury or surgery (in the last year), current or history of ACL, or major injuries (fractures, muscular, cartilage or meniscal injuries) in either lower extremity were finally included in this investigation.

Thirty-eight healthy competitive male soccer players were finally included in this study. The mean (standard deviation) for demographic characteristics was as follows:

age 21.1 (4.9) years, height 1.75 (0.07) m, weight 71.5 (10) kg, and body mass index 23 (2). There were six left-side dominant and 32 right-side dominant soccer players, and 12 forwards, eight midfielders, and 18 defenses. All soccer players included in this study were appointed for a visit where a neuromuscular assessment of the skeletal muscles of both lower extremities was obtained with the TMG. The methodology for TMG assessment was identical in both sides, and values were obtained by the same investigator, who had experience with TMG. All subjects were instructed to come for measurements in the following conditions [21]: (1) resting, with no previous strenuous exercise in 48 h; (2) no intake of energy drinks or supplements in the previous 48 h; no alcohol or caffeine at least 3 h before measurements; and (3) no foot intake at least 2 h before measurements. The values of neuromuscular assessment for the VM, VL, RF, ST, BF, GM, and GL were compared between the dominant and non-dominant sides.

The TMG uses a portable device to produce an electrical stimulus applied percutaneously that elicits a muscular contraction detected by a digital transducer applied above the muscle belly [27]. TMG has demonstrated good-to-excellent inter-observer, intra-session, and between-day reliability for VM, VL, RF, and BF [4, 21, 25, 26]. The parameters obtained by TMG are all based on the maximal displacement ( $D_m$ ), which is the radial movement of the muscle belly after the application of the electrical stimulus, expressed in mm. The rest of the parameters obtained with TMG depend on  $D_m$ : the delay time ( $T_d$ ), also known as reaction or activation time, is the time between the initiation and 10 % of  $D_m$ ; the contraction time ( $T_c$ ) is the time between 10 and 90 % of  $D_m$ ; the sustained time ( $T_s$ ) is the time in which the muscle response remains >50 % of  $D_m$ ; and the half-relaxation time ( $T_r$ ) is the time in which the muscle response decreases from 90 to 50 % of  $D_m$ . The measurement methods and protocol were established according to Rey et al. [21] and have been previously detailed [1–3]. All measurements were obtained at rest in the supine position for the VM, VL, and RF, and in the prone position for the rest of muscle groups. For the supine position, a foam cushion was employed to keep the knee joint with a fixed angle of 60° of knee flexion [21]. The radial muscle displacement was measured perpendicular to the muscle belly with a digital transducer Dc–Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia). The anatomical location of the sensors was standardized for all subjects and was based on Delagi et al. [5]. The self-adhesive electrodes (TMG electrodes, TMG-BMC d.o.o. Ljubljana, Slovenia) were placed equidistant to the measuring point, proximal (anode) and distal (cathode) to the sensor. Electrical stimulation was applied through a TMG-100 System electrostimulator (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) with a pulse of 1 ms and an initial amplitude of 50 mA.

For each test, amplitude was progressively increased by 10 mA increments until there was no further increase in  $D_m$  or maximal stimulator output (110 mA). All muscles were tested twice; the first one to assure appropriate functioning of the TMG, and the second one was taken as the definitive value. All patients gave consent to participate in this study, which received Institutional Review Board approval (Fundació Unió Catalana d'Hospitals, ID number CEIC 11/63).

#### Statistical analysis

Descriptive statistics were used to summarize all demographic characteristics and outcomes. A paired  $T$  test was employed to compare the TMG characteristics between both lower extremities. A sample size calculation was conducted based on preliminary results involving both lower extremities of ten patients. For all TMG parameters and muscles evaluated, the minimum sample size considered for the whole study was obtained from the comparison that elicited the highest value of sample size. For time-related parameters, considering a power of 80 % to detect statistically significant differences in the hypothesis testing through a two-tailed paired  $T$  test with an alpha level of 0.05, and assuming a difference in the means of  $T_c$  between both sides of 0.8 ms and a standard deviation for the non-dominant side of 1.7 ms, 36 patients were needed. For distance-related parameters, considering the same premises, and assuming a difference in the means of  $D_m$  between both sides of 0.6 mm and a standard deviation for the non-dominant side of 1.3 mm, 37 patients were needed. All statistical analyses were conducted using the SPSS v.19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, USA). The alpha level was set at 0.05.

#### Results

There were no statistically significant differences in any of the TMG parameters evaluated between the dominant and non-dominant ST, GM, and GL (Table 1). There were no statistically significant differences in the majority of TMG parameters evaluated between the dominant and non-dominant VM, VL, RF, and BF. The dominant side demonstrated higher VM- $T_c$  ( $p = 0.008$ ), RF- $T_s$  ( $p = 0.009$ ), RF- $T_r$  ( $p = 0.01$ ), and BF- $T_s$  ( $p = 0.04$ ), but lower VL- $T_c$  ( $p = 0.03$ ) and VL- $T_d$  ( $p = 0.02$ ) compared to the non-dominant side (Table 1).

#### Discussion

The principal finding of this investigation was that, in general, TMG characteristics of the main muscles of the lower extremity were not affected by dominance in male soccer

**Table 1** Comparison of TMG characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players

Muscle	TMG <sup>a</sup>	Dominant side <sup>b</sup>	Non-dominant side <sup>b</sup>	$p$ value
VM	$T_c$	<b>22.9 (2)</b>	<b>22.1 (2.2)</b>	<b>0.008</b>
	$T_s$	173.1 (32.9)	173.7 (30.2)	n.s.
	$T_r$	101.2 (55.9)	108.4 (57.5)	n.s.
	$D_m$	7.7 (1.5)	8 (1.9)	n.s.
	$T_d$	20.7 (1.4)	20.6 (1.1)	n.s.
VL	$T_c$	<b>22.1 (2.3)</b>	<b>23 (3.2)</b>	<b>0.03</b>
	$T_s$	42.8 (29)	51.1 (65.7)	n.s.
	$T_r$	18 (22.7)	17.2 (21.2)	n.s.
	$D_m$	5.5 (1.6)	6 (2.3)	n.s.
	$T_d$	<b>21.1 (1.5)</b>	<b>21.8 (2)</b>	<b>0.02</b>
RF	$T_c$	26.6 (4.1)	27 (5.7)	n.s.
	$T_s$	<b>91 (62.6)</b>	<b>60 (40.2)</b>	<b>0.009</b>
	$T_r$	<b>52.1 (57)</b>	<b>28 (31.1)</b>	<b>0.01</b>
	$D_m$	13.6 (28.9)	8.8 (2.9)	n.s.
	$T_d$	26.9 (21.4)	23.7 (1.9)	n.s.
ST	$T_c$	35.8 (5.8)	35.1 (6.2)	n.s.
	$T_s$	165.6 (33.1)	171.8 (32.3)	n.s.
	$T_r$	85.6 (30.5)	85.1 (38.1)	n.s.
	$D_m$	9.4 (2.7)	9.7 (2.8)	n.s.
	$T_d$	24.2 (2.4)	24 (2.4)	n.s.
BF	$T_c$	24.9 (6.5)	24.2 (7)	n.s.
	$T_s$	<b>214.4 (81.6)</b>	<b>195.3 (64)</b>	<b>0.04</b>
	$T_r$	72.7 (54.5)	56.7 (38.6)	n.s.
	$D_m$	4.7 (2.1)	4.5 (2.2)	n.s.
	$T_d$	21.5 (2.7)	21.9 (4.8)	n.s.
GM	$T_c$	22.3 (2.4)	21.8 (2.7)	n.s.
	$T_s$	184.8 (38.6)	177.9 (48.6)	n.s.
	$T_r$	54.9 (34.9)	51.4 (36)	n.s.
	$D_m$	3.1 (1)	3 (1)	n.s.
	$T_d$	19.7 (1.6)	20.5 (2.7)	n.s.
GL	$T_c$	20.7 (2.4)	21.5 (5.5)	n.s.
	$T_s$	199.1 (41.1)	193.6 (36.3)	n.s.
	$T_r$	47.4 (29.1)	41.3 (24.6)	n.s.
	$D_m$	3.7 (1.3)	3.8 (1.3)	n.s.
	$T_d$	18.3 (1.3)	18.4 (1.7)	n.s.

Bold values are statistically significant at  $p < 0.05$

TMG tensiomyography, VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, GM gastrocnemius medialis, GL gastrocnemius lateralis,  $T_c$  contraction time,  $T_s$  sustained time,  $T_r$  relaxation time,  $D_m$  maximal displacement,  $T_d$  delay time

<sup>a</sup> All values in ms, except  $D_m$  which is provided in mm

<sup>b</sup> Values expressed as mean (standard deviation)

players. To the best of our knowledge, this is the first study to compare the TMG characteristics of the VM, VL, RF, ST, BF, GM, and GL between the dominant and non-dominant side in this population.



There are seven principal studies investigating neuromuscular characteristics of the lower extremity in soccer players with use of TMG [1–3, 10, 21, 22, 24]. However, none of them have compared the TMG values between the dominant and non-dominant lower extremity. In contrast, they have employed the TMG to assess risk factors for anterior cruciate ligament injuries [1, 2] and to assess the effects of cold water exposure [10], recovery interventions (after training sessions) [22], playing position [21], anterior cruciate ligament reconstruction [3], and different types of training [24] on mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity. Most of these studies have employed the dominant side only to conduct their investigation [10, 21, 22]. Rusu et al. [24] compared the TMG characteristics of RF in two groups of adolescent soccer players, one undergoing a muscle training program based on isometric-concentric (group 1) contractions and the other based on concentric (group 2) contractions. While the authors obtained side dominance in their sample, it was only used for comparison of motor tests rather than TMG. Thus, remote ball hitting was significantly higher in group 1 compared to group 2 in both the dominant and non-dominant sides. For TMG assessment, the authors compared RF- $T_c$  and RF- $D_m$  between both groups for both the right and left side. The authors found significant between-group differences in both parameters for both the right and left sides. However, no conclusions regarding the influence of dominance on TMG characteristics can be made from the study by Rusu et al. [24], as no intra-group comparison of TMG parameters depending on side dominance was conducted.

The TMG values of the present investigation may be compared to those studies in soccer players where dominance was reported [10, 21, 22]. In general, values of TMG in the dominant side of the sample in the present study were comparable to those dominance-matched from other studies [10, 21, 22], except for RF- $T_s$  and RF- $T_r$  [21], BF- $T_r$  [21], and VL- $T_s$  and VL- $T_r$  [10]. Interestingly,  $T_s$  and  $T_r$  were the parameters in which greater differences compared to other studies were noted in VL, RF, and BF. When considering small differences, some TMG parameters in the present sample were higher (RF- $D_m$ , RF- $T_d$ , BF- $T_s$ , BF- $T_r$ , VL- $D_m$ , and VL- $T_d$ ) and others lower (RF- $T_c$ , RF- $T_s$ , RF- $T_r$ , BF- $T_c$ , BF- $D_m$ , BF- $T_d$ , VL- $T_c$ , VL- $T_s$ , VL- $T_r$ ) compared to previous studies [10, 21, 22]. However, it is not possible to know if these small differences were statistically significant. The differences in TMG values between the present study and the existing literature may be explained by differences in the assessment method, the presence of an intervention, or different level of sport [10, 21, 22], among other variables.

Some relationships between the TMG parameters and muscle stiffness, contraction velocity, type of predominant skeletal muscle fibers, or muscle fatigue have been

established [16, 17, 21, 24, 27]. An increased  $T_c$  would indicate a muscle with a predominance of slow-twitch fibers, especially if  $>30$  ms [21, 27]. A decreased  $D_m$  would indicate an increase in muscle stiffness or tone [16, 21, 27]. Finally, an increased  $T_r$  would indicate a fatigue status [17, 21, 27]. Some authors have also found that  $D_m$  was related to muscular fatigue [17]. Others have suggested that decreased stiffness (increase in  $D_m$ ) in the musculotendinous unit would induce a loss of strength and muscle power, thus reducing contraction velocity (increase in  $T_c$ ) [16]. The significant differences observed in the present investigation do not follow any specific pattern in terms of mechanical and contractile properties or agonist–antagonist muscle groups. In addition, most of the assessed parameters were not statistically different. Consequently, it may be concluded that, in general, dominance has no significant effect on TMG values of the lower extremity in male soccer players. It might be argued that of all statistically significant differences between the dominant and non-dominant sides, only RF- $T_s$ , RF- $T_r$ , and BF- $T_s$  were clinically relevant, as other values with significant differences were very similar (Table 1). The extent to which these significant differences have any clinical implication has to be investigated in the future.

This study may have some limitations. First, it was conducted under static and resting conditions, which significantly differs from real on-field characteristics. Second, although Rey et al. [21] demonstrated that the player's position had an effect on TMG characteristics, the statistical analysis was not adjusted by this parameter because subgroup analyses would have decreased the sample size and reduced the statistical power. Third, some parameters demonstrated high standard deviations; these values were carefully double-checked to assure its veracity. Fourth, although a sample size calculation was performed, it was based on a preliminary sample of ten patients who might not be representative of the entire population. Thus, the possibility of type-II error cannot be theoretically neglected.

TMG may be a useful assessment tool in soccer players to: (a) monitor the evolution of the neuromuscular status throughout the season (assess response to training); (b) evaluate preseason and in-season players at potentially more risk of muscle injury who might benefit from specific and individualized prevention programs; (c) to monitor the recovery from muscular and possibly ligament injuries; and (d) assess whether soccer players are ready to return to competition. This study demonstrates that there is no need to evaluate both sides unless there is a specific reason. In addition, and from a research point of view, this study demonstrates that lower extremity dominance should not necessarily be a confounding factor to control when investigating TMG in athletes.

## Conclusion

In general, TMG characteristics of the VM, VL, RF, ST, BF, GM, and GL were not affected by lower extremity dominance in male soccer players.

**Acknowledgments** We thank Department of Surgery at Universitat Autònoma de Barcelona. This manuscript was developed as part of a Doctorate Degree performed in this Department. The authors would also like to thank Julio Tous, PhD, for his excellent suggestions in the discussion of this study.

## References

- Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cusco X, Ballester J, Cugat R (2014) Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3018-1
- Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R (2014) Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3007-4
- Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R (2014) Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3165-4
- Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F, Da Silva ME (2011) Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO<sub>2</sub>max power output. *Eur J Appl Physiol* 111:2271–2279
- Delagi EF, Perotto A, Iazetti J, Morrison D (1975) *Anatomic guide for the electromyographer: the limbs*. Charles C. Thomas, Springfield, pp 45–55
- Ditroilo M, Hunter AM, Haslam S, De Vito G (2011) The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris. *Physiol Meas* 32:1315–1326
- Ditroilo M, Smith IJ, Fairweather MM, Hunter AM (2013) Long-term stability of tensiomyography measured under different muscle conditions. *J Electromyogr Kinesiol* 23:558–563
- Ergun N, Islegen C, Taskiran E (2004) A cross-sectional analysis of sagittal knee laxity and isokinetic muscle strength in soccer players. *Int J Sports Med* 25:594–598
- García-García O, Cancela-Carral JM, Martínez-Trigo R, Serrano-Gómez V (2013) Differences in the contractile properties of the knee extensor and flexor muscles in professional road cyclists during the season. *J Strength Cond Res* 27:2760–2767
- García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Calderon J (2011) Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *Am J Phys Med Rehabil* 90:356–363
- García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, de Saa Y, Vaamonde D, Rodríguez-Ruiz D, Da Silva-Grigoletto ME (2012) Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol* 22:612–619
- García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento S, Quiroga M (2011) Assessment of muscle fatigue after an ultra-endurance triathlon using tensiomyography (TMG). *J Sports Sci* 29:619–625
- Gasparini M, Sabovic M, Gregoric ID, Simunic B, Pisot R (2012) Increased fatigability of the gastrocnemius medialis muscle in individuals with intermittent claudication. *Eur J Vasc Endovasc Sur* 44:170–176
- Grabljevec K, Burger H, Kersevan K, Valencic V, Marincek C (2005) Strength and endurance of knee extensors in subjects after paralytic poliomyelitis. *Disabil Rehabil* 27:791–799
- Hunter AM, Galloway SDR, Smith IJ, Tallent J, Ditroilo M, Fairweather MM, Howatson G (2012) Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 22:334–341
- Kokkonen J, Nelson A, Cornwell A (1998) Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport* 69:411–415
- Krizaj D, Simunic B, Zagar T (2008) Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol* 18:645–651
- Magalhaes J, Oliveira J, Ascensao A, Soares J (2004) Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic strength in volleyball and soccer players. *J Sports Med Phys Fitness* 44:119–125
- Neamtu MC, Rusu L, Rusu PF, Neamtu OM, Georgescu D, Iancu M (2011) Neuromuscular assessment in the study of structural changes of striated muscle in multiple sclerosis. *Rom J Morphol Embryol* 52:1299–1303
- Pisot R, Narici MV, Simunic B, De Boer M, Seynnes O, Jurdana M, Biolo G, Mekjavic IB (2008) Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *Eur J Appl Physiol* 104:409–414
- Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J (2012) Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 22:866–872
- Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J, Casáis L (2012) The effect of recovery strategies on contractile properties using tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *J Strength Cond Res* 26:3081–3088
- Rusu L, Calina ML, Avramescu ET, Paun E, Vasilescu M (2009) Neuromuscular investigation in diabetic polyneuropathy. *Rom J Morphol Embryol* 50:283–290
- Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PF, Ciocnescu DP, Neferu FN (2013) Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil* 10:67
- Simunic B (2012) Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J Electromyogr Kinesiol* 22:527–530
- Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Moreno D, Maffiuletti NA (2010) Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 20:761–766
- Valencic V, Knez N (1997) Measuring of skeletal muscle's dynamic properties. *Artif Organs* 21:240–242
- Voutselas V, Papanikolaou Z, Soulas D, Famisis K (2007) Years of training and hamstring-quadriceps ratio of soccer players. *Psychol Rep* 101:899–906



## 2. SEGUNDO ESTUDIO

### **Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players**

Eduard Alentorn-Geli, **Pedro Álvarez-Díaz**, Silvia Ramon, Miguel Marin, Gilbert Steinbacher, Juan José Boffa, Xavier Cuscó, Jordi Ballester, Ramon Cugat.

**Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** 2014 May 8. [Epub ahead of print]

Se incluyeron en el estudio 40 futbolistas varones federados que presentaron lesión del LCA y 38 futbolistas varones no lesionados que se utilizaron como grupo control. Las características demográficas expresadas en media y desviación estándar fueron las siguientes: Edad: 22,3 años (6,8) y 21,1 (4,9) años, respectivamente (n.s.); altura 1,75 (0,1) y 1,75 (0,1) m, respectivamente (n.s.); peso 71,7 (7,7) y 71,5 (10) kgs, respectivamente (n.s.); y el índice de masa corporal 23,3 (2,5) y 23 (2), respectivamente (n.s.).

La Tabla 2 muestra la comparación de los valores de TMG de los músculos de la extremidad no lesionada del grupo de futbolistas lesionados y la media entre los valores de las dos extremidades del grupo control (futbolistas no lesionados). La media (desviación estándar) para los parámetros combinados expresados en forma de media y (desviación estándar) en el lado sano del grupo con lesión del LCA en comparación con el grupo control fueron los siguientes: tendón rotuliano VM/VL 86,2 (5,1) y 85,1 (4,3), respectivamente (n.s.); rodilla (VM-VL-RF)/BF 80,4 (9,5) y 77,5 (9,5), respectivamente (n.s.).

Los principales resultados de este estudio fueron los siguientes:

1. El lado sano del grupo lesionado presentaba mayoritariamente valores absolutos más elevados que la media de las extremidades del grupo control.
2. El VL-Tc, RF-Tc, RF-Ts, RF-Tr y BF-Dm presentaban valores más elevados de forma estadísticamente significativa en el lado sano del grupo lesionado con respecto al grupo control.
3. El cuádriceps presentaba mayores diferencias entre grupos que los isquiotibiales.

El RF fue el músculo que presentó mayores diferencias entre los grupos.

**Tabla 2.** Comparación de los valores TMG de músculos de la extremidad inferior no lesionada en el grupo afecto de lesión LCA y la media de los valores de las dos extremidades en el grupo no lesionado.

Músculo	TMG <sup>†</sup>	Lado no lesionado*	Grupo control*	Valores-p
VM	Tc	22.7 (2.1)	22.5 (2.1)	0.6
	Ts	175.9 (35.8)	173.4 (31.4)	0.7
	Tr	88.5 (52.5)	104.8 (56.4)	0.1
	Dm	8.5 (2.1)	7.8 (1.7)	0.08
	Td	21 (1.2)	20.7 (1.2)	0.2
VL	Tc	23.2 (3.6)	22.6 (2.8)	0.3
	Ts	56.8 (35.4)	46.9 (50.6)	0.3
	Tr	30.1 (29.2)	17.6 (21.9)	0.01
	Dm	5.8 (1.8)	5.8 (2)	0.8
	Td	21.2 (1.9)	21.4 (1.8)	0.4
RF	Tc	28.7 (4.7)	26.8 (5)	0.04
	Ts	101.6 (60.8)	75.5 (54.5)	0.02
	Tr	64.5 (54)	40.1 (47.2)	0.01
	Dm	9.3 (3)	11.2 (20.5)	0.6
	Td	23.7 (2.1)	25.3 (15.1)	0.5
ST	Tc	34.4 (6.3)	35.4 (6)	0.4
	Ts	174.1 (30.8)	168.7 (32.7)	0.4
	Tr	95 (39)	85.3 (34.2)	0.2
	Dm	10.6 (3.8)	9.6 (2.7)	0.09
	Td	23.7 (2)	24.1 (2.4)	0.4
BF	Tc	26.7 (6.7)	24.6 (6.7)	0.1
	Ts	207 (32.1)	204.9 (73.5)	0.8
	Tr	74 (32.3)	64.7 (47.6)	0.3
	Dm	6.8 (3.4)	4.6 (2.1)	<0.001
	Td	22.2 (1.9)	21.7 (3.9)	0.5

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, biceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral; Tc, tiempo de contracción; Ts, tiempo de mantenimiento; Tr, tiempo de relajación; Dm, desplazamiento máximo; Td, tiempo de latencia

†Todos los valores en ms, excepto Dm expresado en mm.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

## Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players

Eduard Alentorn-Geli · Pedro Alvarez-Diaz · Silvia Ramon · Miguel Marin · Gilbert Steinbacher · Juan José Boffa · Xavier Cuscó · Jordi Ballester · Ramon Cugat

Received: 28 February 2014 / Accepted: 13 April 2014  
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2014

### Abstract

**Purpose** To investigate the role of mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the thigh, assessed through tensiomyography (TMG), as risk factors for anterior cruciate ligament (ACL) injury in male soccer players.

**Methods** Male soccer players with confirmed ACL tear included in this study underwent resting TMG assessment of thigh muscles of the uninjured side. The same

values were obtained from a sex-, sports level-matched control group in both sides. The maximal displacement (*Dm*), delay time (*Td*), contraction time (*Tc*), sustained time (*Ts*), and half-relaxation time (*Tr*) were obtained for the following muscles in all subjects: vastus medialis (*VM*), vastus laterals (*VL*), rectus femoris (*RF*), semitendinosus (*ST*), and biceps femoris (*BF*). TMG values of the uninjured side in ACL-injured group were compared to mean values between both sides in the control subjects.

**Results** There were 40 ACL-injured and 38 control individuals. The vast majority of TMG parameters were higher in the uninjured side of ACL-injured individuals compared to the control group. The *VL-Tr*, *RF-Tc*, *RF-Ts*, *RF-Tr*, and *BF-Dm* values were significantly higher in the uninjured side compared to the control group. Quadriceps muscles demonstrated more significant between-group differences than hamstring muscles. Specifically, *RF* was the muscle where most significant between-group differences were found.

**Conclusions** Resistance to fatigue and muscle stiffness in the hamstring muscles may be risk factors for ACL injury in male soccer players. In addition, a predominant impairment in TMG characteristics of the quadriceps over hamstrings may indicate an altered muscular co-contraction (imbalance) between both muscle groups, which might be another risk factor for ACL injury in this population. These findings should be taken into account when screening athletes at high risk of ACL injury and also to design adequate prevention programs for ACL injury in male soccer players.

**Level of evidence** Prognostic study, Level II.

**Keywords** Neuromuscular · Risk factors · ACL injury · Tensiomyography · Male soccer players

E. Alentorn-Geli  
Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Parc de Salut Mar—Hospital del Mar & Hospital de l'Esperança, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Barcelona, Spain  
e-mail: ealentorn@uab.cat

P. Alvarez-Diaz · G. Steinbacher · J. J. Boffa · R. Cugat  
Mutualidad de Futbolistas—Federación Española de Fútbol, Delegación Cataluña, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · X. Cuscó · R. Cugat  
Fundación García-Cugat, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz (✉) · X. Cuscó · R. Cugat  
Department of Orthopaedic Surgery, Hospital Quirón, Plaza Alfonso Comín 5-7, 08023 Barcelona, Spain  
e-mail: 99139@parcdesalutmar.cat

P. Alvarez-Diaz · X. Cuscó  
Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona, Spain

S. Ramon · M. Marin  
Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Hospital Quirón, Barcelona, Spain

J. Ballester  
Department of Surgery, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Barcelona, Spain

## Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are likely the most common severe injuries in soccer [1, 2]. ACL injuries have high health-related undesired consequences for athletes and high economic costs for health care systems [21, 29–31]. The risk of knee osteoarthritis is even increased in ACL reconstructed individuals [17, 29]. Therefore, prevention of ACL injury is likely the most effective strategy to decrease undesired health-related consequences of the injured players. A thorough understanding of mechanisms of injury and risk factors is a crucial step to elaborate effective prevention programs, especially for modifiable risk factors. There has been a lot of research in the last decades regarding neuromuscular and biomechanical risk factors for ACL injury in athletes [6, 7, 14, 15, 22–24, 34, 38]. However, a recent comprehensive systematic review demonstrated that the evidence regarding neuromuscular risk factors for ACL injury in the male athlete is nearly non-existent [4, 5].

Tensiomyography (TMG) is a non-invasive method developed to assess skeletal muscle mechanical and contractile properties in response to electrical stimuli [37]. This method provides information about muscle stiffness, contraction velocity, type of predominant skeletal muscle fibres, and muscle fatigue [35, 37]. TMG has demonstrated good-to-excellent inter-observer, intra-session, and between-day reliability for *VM*, *VL*, *RF*, and *BF* [11, 35, 39, 41]. This method has not been previously employed as an assessment tool for neuromuscular risk factors for ACL injury in male soccer players. A better understanding of neuromuscular risk factors for ACL injury is essential to identify athletes at high risk of injury and implement adequate and effective prevention programs.

The purpose of this study was to investigate the role of mechanical and contractile properties of the skeletal muscles of the thigh assessed through TMG as risk factors for ACL injury in competitive male soccer players.

## Materials and methods

A cross-sectional, controlled, between-group, comparative study was conducted to assess the neuromuscular characteristics of the skeletal muscles of the thigh in competitive soccer players. Patients attending at the Mutuallidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol (Delegación Cataluña) with acute complete ACL tear confirmed by both physical exam and magnetic resonance imaging during the 2011–2012 soccer season were approached for eligibility. Only male patients with primary complete ACL tear without concomitant major injuries (fractures of ipsilateral leg, other knee ligament injuries, or advanced osteoarthritic changes) were considered for inclusion in this study.

Patients were excluded if they had contralateral ACL tear, major contralateral knee injury (fractures, cartilage, or meniscal injuries) or surgery, or minor contralateral knee injury or surgery in the last year.

Before undergoing ACL reconstruction, all patients with ACL tear came to our clinic for the assessment of the neuromuscular status of vastus medialis (*VM*), vastus lateralis (*VL*), rectus femoris (*RF*), semitendinosus (*ST*), and biceps femoris (*BF*) of the uninjured thigh through TMG. The same measurements were obtained in both thighs of a sex- and sport level-matched sample of control competitive soccer players with no previous history of ACL or major knee injuries. All subjects were instructed to come for measurements in the following conditions [35]: (1) resting, with no previous strenuous exercise in 48 h; (2) no intake of energy drinks or supplements in the previous 48 h; (3) no alcohol or caffeine at least 3 h before measurements; and (4) no foot intake at least 2 h before measurements. TMG values of the uninjured side in the ACL-injured group were compared to the mean TMG values between both sides in the control group.

The methodology for TMG assessment was identical in both groups. The same investigator, who had experience with TMG, obtained all measurements. A portable device was used to produce an electrical stimulus applied percutaneously, which elicited a muscular contraction detected by a digital transducer applied above the muscle belly [44]. The parameters obtained in this study are all based on the maximal displacement ( $Dm$ ), which is the radial movement of the muscle belly after the application of the electrical stimulus, expressed in mm. The rest of the parameters include the following: the delay time ( $Td$ ), also known as reaction or activation time, is the time between the initiation and 10 % of  $Dm$ ; the contraction time ( $Tc$ ) is the time between 10 and 90 % of  $Dm$ ; the sustained time ( $Ts$ ) is the time in which the muscle response remains >50 % of  $Dm$ ; and the half-relaxation time ( $Tr$ ) is the time in which the muscle response decreases from 90 to 50 % of  $Dm$ . The measurement protocol was established according to Rey et al. [35]. All measurements were obtained at rest in the supine position for the *VM*, *VL*, and *RF*, and in the prone position for the *ST* and *BF* muscles. For the supine position, a foam cushion was employed to keep the knee joint with a fixed angle of 60° of knee flexion [35]. The radial muscle displacement was measured perpendicular to the muscle belly with a digital transducer Dc–Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia). The anatomical location of the sensors was standardized for all subjects and was based on Delagi et al. [16]. The self-adhesive electrodes (TMG electrodes, TMG-BMC d.o.o. Ljubljana, Slovenia) were placed equidistant to the measuring point, proximal (anode) and distal (cathode) to the sensor. Regarding electrical stimulation procedure, which



was applied with a TMG-100 System electrostimulator (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia), pulse duration was 1 ms and the initial amplitude was 50 mA. For each tests, amplitude was progressively increased by 10 mA increments until there was no further increase in Dm of maximal stimulator output (110 mA). All muscles were tested twice; the first one to assure appropriate functioning of the TMG, and the second one was taken as the definitive value. TMG has demonstrated excellent reliability, with intra-class correlation coefficient test-retest values between 0.8 and 0.9 for *Dm*, *Td*, *Tc*, *Ts*, *Tr* of vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, and biceps femoris [11, 35, 41]. All patients gave consent to participate in this study, which received Institutional Review Board approval (Fundació Unió Catalana d'Hospitals, ID number CEIC 11/63).

#### Statistical analysis

Descriptive statistics were used to summarize all demographic characteristics and outcomes. An unpaired *t* test was employed to compare the demographic characteristics and TMG values between both groups. A sample size calculation was conducted based on preliminary results involving 10 patients in each group. The *Tc* was the time-related parameter that elicited the highest number of patients needed per group and was taken as the reference parameter (mean *Tc* for all muscles evaluated) for sample size calculation. For a power of 80 % to detect statistically significant differences in the hypothesis testing through a two-tailed, unpaired *t* test (with an alpha level of 5 %), assuming a difference in the means of the experimental and control group of 1.7 ms, and a standard deviation (SD) in the control group of 3.7 ms, 38 patients were needed in each group. For *Dm*, considering the same premises, assuming a difference in the means of the experimental and control group of 0.9 mm, and a SD in the control group of 1.9 mm, 35 patients were needed in each group. All statistical analyses were conducted using the SPSS version 19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, USA). The alpha level was set at 0.05.

#### Results

Forty injured competitive soccer players and 38 healthy control soccer players were finally included in this study. The mean (SD) for demographic characteristics in the injured and control groups were as follows: age 22.3 (6.8) and 21.1 (4.9) years, respectively (n.s.); height 1.75 (0.1) and 1.75 (0.1) m, respectively (n.s.); weight 71.7 (7.7) and 71.5 (10) kg, respectively (n.s.); and body mass index 23.3 (2.5) and 23 (2), respectively (n.s.). Table 1 shows the comparison of TMG values of skeletal muscles of the thigh between the uninjured

**Table 1** Comparison of TMG values of skeletal muscles of the lower extremity between uninjured side in ACL-injured subjects and mean between both sides in the sex- and sport level-matched control group

Muscle	TMG <sup>a</sup>	Uninjured side <sup>b</sup>	Control group <sup>b</sup>	<i>p</i> value
<i>VM</i>	<i>Tc</i>	22.7 (2.1)	22.5 (2.1)	n.s.
	<i>Ts</i>	175.9 (35.8)	173.4 (31.4)	n.s.
	<i>Tr</i>	88.5 (52.5)	104.8 (56.4)	n.s.
	<i>Dm</i>	8.5 (2.1)	7.8 (1.7)	n.s.
	<i>Td</i>	21 (1.2)	20.7 (1.2)	n.s.
<i>VL</i>	<i>Tc</i>	23.2 (3.6)	22.6 (2.8)	n.s.
	<i>Ts</i>	56.8 (35.4)	46.9 (50.6)	n.s.
	<i>Tr</i>	30.1 (29.2)	17.6 (21.9)	0.01
	<i>Dm</i>	5.8 (1.8)	5.8 (2)	n.s.
	<i>Td</i>	21.2 (1.9)	21.4 (1.8)	n.s.
<i>RF</i>	<i>Tc</i>	28.7 (4.7)	26.8 (5)	0.04
	<i>Ts</i>	101.6 (60.8)	75.5 (54.5)	0.02
	<i>Tr</i>	64.5 (54)	40.1 (47.2)	0.01
	<i>Dm</i>	9.3 (3)	11.2 (20.5)	n.s.
	<i>Td</i>	23.7 (2.1)	25.3 (15.1)	n.s.
<i>ST</i>	<i>Tc</i>	34.4 (6.3)	35.4 (6)	n.s.
	<i>Ts</i>	174.1 (30.8)	168.7 (32.7)	n.s.
	<i>Tr</i>	95 (39)	85.3 (34.2)	n.s.
	<i>Dm</i>	10.6 (3.8)	9.6 (2.7)	n.s.
	<i>Td</i>	23.7 (2)	24.1 (2.4)	n.s.
<i>BF</i>	<i>Tc</i>	26.7 (6.7)	24.6 (6.7)	n.s.
	<i>Ts</i>	207 (32.1)	204.9 (73.5)	n.s.
	<i>Tr</i>	74 (32.3)	64.7 (47.6)	n.s.
	<i>Dm</i>	6.8 (3.4)	4.6 (2.1)	<0.001
	<i>Td</i>	22.2 (1.9)	21.7 (3.9)	n.s.

TMG tensiomyography, ACL anterior cruciate ligament, VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, *Tc* contraction time, *Ts* sustained time, *Tr* relaxation time, *Dm* maximal displacement, *Td* delay time

<sup>a</sup> All values in ms, except *Dm* which is provided in mm

<sup>b</sup> Values expressed as mean (SD)

side of the ACL-injured group and the mean between both sides in the sex- and sport level-matched healthy control group. The mean (SD) for combined parameters in the uninjured side of ACL-injured group compared to control group were as follows: patellar tendon *VM/VL* 86.2 (5.1) and 85.1 (4.3), respectively (n.s.); knee (*VM-VL-RF*)/*BF* 80.4 (9.5) and 77.5 (9.5), respectively (n.s.).

#### Discussion

The principal findings of this study were as follows: (1) the vast majority of TMG parameters were higher in the uninjured side of ACL-injured individuals compared to the control group; (2) the *VL-Tr*, *RF-Tc*, *RF-Ts*, *RF-Tr*, and

*BF-Dm* values were significantly higher in the uninjured side compared to the control group; (3) the quadriceps muscles demonstrated more significant between-group differences than the hamstring muscles; and (4) the *RF* was the muscle where most significant between-group differences were found.

There are several neuromuscular factors that have been reported to increase the risk of ACL injuries in athletes: muscular fatigue, decreased core strength, decreased core and knee proprioception, decreased relative (to quadriceps) hamstring strength and recruitment, altered quadriceps-hamstring muscular co-contraction, lower gluteus maximus activity during drop landing, greater quadriceps-to-hamstring activation during stop jump, cutting, and jump landing, and smaller medial-to-lateral activation ratio for quadriceps and hamstrings in single leg landing and hopping [6, 14, 22, 24, 34, 38]. However, these risk factors have been mostly investigated in the female athlete [4]. A recent systematic review on risk factors for ACL injury in males only found one paper categorized in the neuromuscular (not biomechanical) risk factors group [4]. Uhorchak et al. [42] reported a prospective study evaluating several potential risk factors for non-contact ACL injury in West Point cadets of the United States Military Academy. Among other results, the authors observed no significant differences in quadriceps and hamstrings strength, in either concentric or eccentric muscle contractions, between injured and uninjured males [42]. Because of differences in outcome measurements, the present study may not be comparable to that published by Uhorchak et al. [42]. There are several neuromuscular studies conducted in males regarding inter-joint coordination [40], muscle strength and recruitment [3, 8, 10, 18, 19, 26, 32, 33, 45], effects of anticipated/unanticipated sport actions [8, 9], and muscle fatigue [12, 25]. However, because of the study designs and characteristics (the absence of comparison between ACL injured and healthy controls), these studies may not be grouped in the investigation of risk factors for ACL injury but on neuromuscular characteristics potentially associated with aberrant knee kinematics and kinetics that would increase the risk of ACL injury. Only St-Onge et al. [40] compared ACL-injured and healthy control individuals, but the injured patients had chronic ACL tears, which made it impossible to determine if the effects were caused by the ligament deficiency, or in contrast were already present before the injury. Therefore, it is needed to further investigate if inter-joint coordination, muscle strength and recruitment, decision-making, and muscular fatigue may be associated with an increased risk of ACL injury in males.

The results of the present investigation may not be comparable to previous above-mentioned studies because of study design (ACL injured compared to controls), sample included (only males), and/or assessment methods (TMG). Studies employing TMG to assess the neuromuscular status

of the lower extremities in soccer players may not be comparable to the present investigation because they did not involve ACL-injured individuals but were aimed to assess the effects of cold water exposure [20], recovery interventions (after training sessions) [36], playing position [35], and different types of training [37] on mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity.

The *Tc* has been related to skeletal muscle fibre composition, so that an increased time would indicate a muscle with a predominance of slow-twitch fibres, especially if  $>30$  ms [35, 44]. The *Dm* has been related to muscle stiffness, so that a decreased *Dm* indicates increase in muscle stiffness or tone [27, 35, 44]. Finally, the *Tr* has been related to muscle fatigue, so that an increased *Tr* indicates a fatigue status [28, 35, 44]. Some authors have also found that *Dm* was related to muscular fatigue [28]. Kokkonen et al. [27] suggested that decreased stiffness (increase in *Dm*) in the musculotendinous unit would induce a loss of strength and muscle power, thus reducing contraction velocity (increase in *Tc*). However, modifications of both *Dm* and *Tc* did not occur in the same muscle in the present study.

The present investigation found that injured players were less resistance to fatigue in the *VL*, *RF*, and *BF* compared to control soccer players. Chappell et al. [12] found that male recreational athletes had significantly increased peak proximal tibial anterior shear forces, increased valgus moments, and decreased knee flexion angles during landing of stop-jump tasks when fatigued. However, these authors did not assess the fatigue specifically and did not compare ACL-injured to control individuals. The present investigation may explain from a muscular point of view the altered kinematics and kinetics in the knee found by Chappell et al. [12]. Nonetheless, the present investigation did not relate the mechanical and contractile skeletal muscles properties to biomechanical characteristics. The present investigation also found that the *BF* had a lower stiffness or muscle tone in the injured compared to controls subjects. The alterations found in the *BF* may increase the risk of ACL injury, as the capacity of the hamstrings to counteract an anteriorly directed force of the tibia would be reduced because of a decreased resistance to fatigue and muscle stiffness or tone [6, 14, 22, 24, 34, 38]. Therefore, players would have less effective ACL agonists (hamstrings). Unfortunately, the influence of the fatigue and muscle stiffness on the risk of ACL injury is primarily studied in females, and the evidence for males is negligible. Hence, the influence of hamstring muscular fatigue and stiffness on the risk of ACL injury in males needs further research. The altered parameters in the *VL* and *RF* may indicate an altered muscular co-contraction between the quadriceps and hamstrings, which may increase the risk of ACL injury as well [6, 14, 22, 24, 34,



38]. Although a decreased resistance to muscular fatigue and prolonged contraction time of the *RF* would be expected to not increase the risk of ACL (decreased influence of an ACL antagonist), it might be argued that a predominant impairment of the *RF* would elicit a higher contraction of the rest of quadriceps muscles during dynamic tasks to maintain a similar level of performance or force, thus increasing the risk of injury. However, this hypothesis needs to be tested in dynamic conditions and, ideally, in high-risk sports actions such as cutting and landing.

This study may have some limitations. First, it was conducted under static and resting conditions, which significantly differs from on-field characteristics. Second, the potential influence of the ACL injury on the contralateral healthy side may not be negligible [13, 43]. Third, a cross-sectional design does not provide the highest level of evidence of the study of risk factors. A prospective, prognostic, level I evidence cohort study is needed to further investigate if muscular fatigue and stiffness may be a risk factor for ACL injury in males.

## Conclusions

The present investigation demonstrated that decreased resistance to fatigue and muscle stiffness in the hamstring muscles may be a risk factor for ACL injury in male soccer players. In addition, a predominant impairment in TMG characteristics of the quadriceps over hamstrings may indicate an altered muscular co-contraction (imbalance) between both muscle groups, which might be another risk factor for ACL injury in male soccer players. These findings should be taken into account when screening athletes at high risk for ACL injury and also to design adequate prevention programs for ACL injury in male soccer players. The investigation of neuromuscular risk factors for ACL injury in male athletes needs further development in the coming years.

**Acknowledgements** We thank Department of Surgery at Universitat Autònoma de Barcelona. This manuscript was developed as part of a Doctorate Degree performed in this Department.

## References

- Agel J, Arendt EA, Bershadsky B (2005) Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med* 33:524–530
- Agel J, Evans TA, Dick R, Putukian M, Marshall SW (2007) Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 through 2002–2003. *J Athl Train* 42:270–277
- Ahmad CS, Clark AM, Heilmann N, Schoeb JS, Gardner TR, Levine WN (2006) Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity. *Am J Sports Med* 34:370–374
- Alentom-Geli E, Mendiguchia J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD (2014) Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports. Part I: systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:3–15
- Alentom-Geli E, Mendiguchia J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD (2014) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in sports. Part II: systematic review of prevention programs in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:16–25
- Alentom-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lazaro-Haro C, Cugat R (2009) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17:705–729
- Alentom-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lazaro-Haro C, Cugat R (2009) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17:859–879
- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR (2003) Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 35:119–127
- Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL (2001) Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 33:1176–1181
- Buchanan PA, Vardaxis VG (2003) Sex-related and age-related differences in knee strength of basketball players ages 11–17 years. *J Athl Train* 38:231–237
- Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F, Da Silva ME (2011) Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO<sub>2</sub>max power output. *Eur J Appl Physiol* 111:2271–2279
- Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B (2005) Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med* 33:1022–1029
- Chmielewski TL, Stackhouse S, Aæ MJ, Snyder-Mackler L (2004) A prospective analysis of incidence and severity of quadriceps inhibition in a consecutive sample of 100 patients with complete acute anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Res* 22:925–930
- Dai B, Herman D, Liu C, Garrett WE Jr, Yu B (2012) Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Res Sports Med* 20:180–197
- Dai B, Herman D, Liu H, Garrett WE Jr, Yu B (2012) Prevention of ACL injury, part II: effects of ACL injury prevention programs on neuromuscular risk factors and injury rate. *Res Sports Med* 20:198–222
- Delagi EF, Perotto A, Iazetti J, Morrison D (1975) Anatomic guide for the electromyographer: the limbs. Charles C. Thomas, Springfield
- Delince P, Ghafil D (2012) Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20:48–61
- Ergun N, Islegen C, Taskiran E (2004) A cross-sectional analysis of sagittal knee laxity and isokinetic muscle strength in soccer players. *Int J Sports Med* 25:594–598
- Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, Bergemann BW, Mooman CT 3rd (2001) Effects

- of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc* 33:1552–1566
20. Garcia-Manso JM, Rodriguez-Matoso D, Rodriguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Calderon J (2011) Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *Am J Phys Med Rehabil* 90:356–363
  21. Gottlob CA, Baker CL (2000) Anterior cruciate ligament reconstruction: socioeconomic issues and cost effectiveness. *Am J Orthop (BelleMead NJ)* 29:472–476
  22. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynonn BD, DeMaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE Jr, Hannafin JA, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Marks PH, Marshall SW, Myklebust G, Noyes FR, Powers C, Shields C Jr, Shultz SJ, Silvers H, Slaughterbeck J, Taylor DC, Teitz CC, Wojtys EM, Yu B (2006) Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: A review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *Am J Sports Med* 34:1512–1532
  23. Hewett TE, Ford KR, Myer GD (2006) Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: part 2. A meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med* 34:490–498
  24. Hewett TE, Myer GD, Ford KR (2006) Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med* 34:299–311
  25. Huston LJ, Wojtys EM (1996) Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med* 24:427–436
  26. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K (2011) Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *J Electromyogr Kinesiol* 21:602–609
  27. Kokkonen J, Nelson A, Cornwell A (1998) Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport* 69:411–415
  28. Krizaj D, Simunic B, Zagar T (2008) Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol* 18:645–651
  29. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM (2007) The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med* 35:1756–1769
  30. Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, Roos H (2004) High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 50:3145–3152
  31. Mather RC, Koenig L, Kocher L, Dall TM, Gallo P, Scott DJ, Bach BR, Spindler KP (2013) Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *J Bone Joint Surg Am* 95:1751–1759
  32. Mokhtarzadeh H, Yeow CH, Hong-Goh JC, Oetomo D, Makipour F, Lee PV (2013) Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *J Biomech* 46:1913–1920
  33. Portes EM, Portes LA, Botelho VG, Souza Pinto S (2007) Isokinetic torque peak and hamstrings/quadriceps ratios in endurance athletes with anterior cruciate ligament laxity. *Clinics (Sao Paulo)* 62:127–132
  34. Posthumus M, Collins M, September AV, Schwellnus MP (2011) The intrinsic risk factors for ACL ruptures: an evidence-based review. *Phys Sports Med* 39:62–73
  35. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J (2012) Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 22:866–872
  36. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J, Casáis L (2012) The effect of recovery strategies on contractile properties using tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *J Strength Cond Res* 26:3081–3088
  37. Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PF, Cioc-Nescu DP, Neferu FN (2013) Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil* 10:67
  38. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN (2012) Mechanisms and risk factors for non-contact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: a summary of literature since 1980. *J Strength Cond Res* 26:3160–3176
  39. Simunic B (2012) Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J Electromyogr Kinesiol* 22:527–530
  40. St-Onge N, Duval N, Yahia L, Feldman AG (2004) Interjoint coordination in lower limbs in patients with a rupture of the anterior cruciate ligament of the knee joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 12:203–216
  41. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodriguez-Jiménez S, Usach R, Moreno D, Maffiuletti NA (2010) Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 20:761–766
  42. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St Pierre P, Taylor DC (2003) Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *Am J Sports Med* 31:831–842
  43. Urbach D, Nebelung W, Weiler HT, Awiszus F (1999) Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear. *Med Sci Sports Exerc* 31:1691–1696
  44. Valencic V, Knez N (1997) Measuring of skeletal muscle's dynamic properties. *Artif Organs* 21:240–242
  45. Wojtys EM, Huston LJ, Schock HJ, Boylan JP, Ashton-Miller JA (2003) Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. *J Bone Joint Surg Am* 85A:782–789



### 3. TERCER ESTUDIO

#### **Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players**

Eduard Alentorn-Geli, **Pedro Álvarez-Diaz**, Silvia Ramon, Miguel Marin, Gilbert Steinbacher, Marta Rius, Roberto Seijas, Oscar Ares, Ramon Cugat.

**Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** 2014 May 4. [Epub ahead of print]

Se incluyeron finalmente cuarenta futbolistas varones federados que presentaron lesión del LCA y 38 jugadores sanos como grupo control. La media (desviación estándar) para las características demográficas de los grupos lesionado y control fueron las siguientes: 22,3 años (6,8) y 21,1 (4,9) años, respectivamente (n.s.); altura 1,75 (0,04) y 1,75 (0,1) m, respectivamente (n.s.); peso 71,7 (7,7) y 71,5 (10) kilogramos, respectivamente (n.s.); y el índice de masa corporal de 23,3 (2,5) y 23 (2), respectivamente (n.s.).

La Tabla 3 muestra la comparación de los valores de TMG de los músculos gemelos entre el lado sano del grupo lesionado con rotura del LCA y las medias de ambas extremidades inferiores del grupo de control. Únicamente se encontraron diferencias significativas en el valor de Dm y Tr en el gemelo medial. La media (desviación estándar) para el parámetro combinado entre los dos gastrocnemios que nos da el valor en el tendón de Aquiles (GL/GM) fueron los siguientes: Tendón Aquiles GL/GM 89,3 (6,6) en el grupo lesionado y 87,7 (8) en el grupo control, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas.

**Tabla 3.** Comparación de los valores TMG de los músculos gastrocnemios en la pierna no lesionada del grupo lesión LCA y la media entre las dos piernas en el grupo control no lesionado.

Músculo	TMG <sup>†</sup>	Lado no lesionado *	Grupo control	Valor-p
<b>GM</b>	Tc	23 (3.2)	22.1 (2.5)	0.1
	Ts	193.8 (42.3)	181.4 (43.7)	0.1
	Tr	71.5 (52.7)	53.2 (35.3)	0.02
	Dm	3.7 (1.4)	3.1 (1)	0.006
	Td	20.3 (2)	20.1 (2.2)	0.7
<b>GL</b>	Tc	21.4 (2.3)	21.1 (4.3)	0.7
	Ts	200.3 (23.3)	196.3 (38.6)	0.6
	Tr	40.6 (16.2)	44.4 (26.9)	0.4
	Dm	4.1 (1.4)	3.7 (1.3)	0.2
	Td	18.4 (1.5)	18.4 (1.5)	0.9

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral; Tc, tiempo de contracción; Ts, tiempo de mantenimiento; Tr, tiempo de relajación; Dm, desplazamiento máximo; Td, tiempo de latencia.

<sup>†</sup>Todos los valores en ms, excepto Dm expresado en mm.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

## Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players

Eduard Alentorn-Geli · Pedro Alvarez-Diaz · Silvia Ramon · Miguel Marin · Gilbert Steinbacher · Marta Rius · Roberto Seijas · Oscar Ares · Ramon Cugat

Received: 30 December 2013 / Accepted: 9 April 2014  
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2014

### Abstract

**Purpose** There is a large number of publications evaluating neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament (ACL) injury in athletes. However, most of them have involved the female athlete and, in addition, the gastrocnemius muscles have been less investigated by far compared with the quadriceps and hamstring. The purpose of this study was to investigate the role of the gastrocnemius muscles as neuromuscular risk factors for ACL injury in male soccer players, through tensiomyography (TMG). **Methods** All competitive male soccer players with confirmed ACL tear included in this study underwent resting TMG assessment of gastrocnemius medialis (GM) and gastrocnemius lateralis muscles of the uninjured side. The

same values were obtained from a sex-, and sports level-matched control group in both sides. The maximal displacement ( $D_m$ ), delay time ( $T_d$ ), contraction time ( $T_c$ ), sustained time ( $T_s$ ), and half-relaxation time ( $T_r$ ) were obtained for both muscles. TMG values of the uninjured side in ACL-injured group were compared with the mean values between both sides in the control subjects.

**Results** There were no significant between-group differences in demographic characteristics. Most TMG parameters of the gastrocnemius muscles were not significantly different between the two groups. Only the GM- $T_r$  ( $p = 0.02$ ) and GM- $D_m$  ( $p = 0.006$ ) were significantly higher in the ACL-injured group compared with control group.

**Conclusions** Neuromuscular characteristics in terms of mechanical and contractile properties of the gastrocnemius muscles may not be significant risk factors for ACL injury in male soccer players.

**Level of evidence** Prognostic study, Level II.

E. Alentorn-Geli  
Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Parc de Salut Mar—Hospital del Mar & Hospital de l'Esperança, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Barcelona, Spain  
e-mail: ealentorgeli@gmail.com

P. Alvarez-Diaz (✉) · G. Steinbacher · M. Rius · R. Cugat  
Mutualidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol, Delegación Cataluña, Barcelona, Spain  
e-mail: dr.pedroalvarezdiaz@gmail.com

P. Alvarez-Diaz · R. Seijas · O. Ares · R. Cugat  
Fundación García-Cugat, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · R. Seijas · O. Ares · R. Cugat  
Department of Orthopaedic Surgery, Hospital Quirón, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · R. Seijas · O. Ares  
Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona, Spain

S. Ramon · M. Marin  
Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Hospital Quirón, Barcelona, Spain

**Keywords** Neuromuscular · Gastrocnemius · Risk factors · ACL injury · Tensiomyography · Male soccer players

### Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are likely the most common severe injuries in soccer [1, 2]. These injuries may imply severe health-related undesired consequences for athletes, especially osteoarthritis, and high economic costs for health-care systems [18, 29–31], even in the ACL-reconstructed individuals [13, 29]. Therefore, prevention of ACL injury is likely the most effective strategy to decrease undesired health-related consequences

on the injured players. The understanding of mechanisms of injury and risk factors for ACL injury is crucial to elaborate effective prevention programs, especially for modifiable risk factors.

There is a huge number of publications evaluating neuromuscular risk factors for ACL injury in athletes [5, 6, 10, 11, 19–21, 34, 38]. However, most of them have involved the female athlete and, in addition, the gastrocnemius muscles have been less investigated by far compared with the quadriceps and hamstrings [5, 6, 10, 11, 19–21, 34, 38]. The little evidence available for the gastrocnemius muscles in relation to ACL refers to cadaveric studies, biomechanical models, or studies not reporting the results for males, and demonstrates controversy on whether the gastrocnemius act as ACL agonists [39], antagonists [15, 16], or have no influence on the ligament [23, 28, 33]. A recent systematic review demonstrated that there are no studies investigating the gastrocnemius muscles as risk factors for ACL injury in male athletes through an appropriate study design [3, 4]. A better understanding of the role of this muscle group in the risk of ACL injury is crucial to elaborate effective preventive strategies through neuromuscular training programs.

The purpose of this study was to investigate the role of the gastrocnemius muscles as neuromuscular risk factors for ACL injury in male soccer players, through tensiomyography (TMG).

#### Materials and methods

A cross-sectional, controlled, between-group, comparative study was conducted to assess the neuromuscular status of the gastrocnemius muscles in male competitive soccer players. All consecutive patients attending at the Mutuallidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol (Delegación Cataluña) with complete ACL tear confirmed by both physical exam and magnetic resonance imaging during the 2011–2012 soccer season were approached for eligibility, but only male patients with primary complete ACL tear without concomitant major injuries were included in this study. Exclusion criteria were as follows: contralateral ACL tear, major contralateral knee injury (fractures, cartilage or meniscal injuries) or surgery, or minor contralateral knee injury or surgery in the last year.

Before undergoing surgical treatment, all patients with ACL tear were appointed for a visit to assess the neuromuscular status of the gastrocnemius medialis (GM) and gastrocnemius lateralis (GL) of the uninjured side through TMG. The same measurements were obtained in both sides from a sex- and sport level-matched control group of male competitive soccer players with no previous history of ACL or major knee injuries. All subjects from both groups

were instructed to come for measurements in the following conditions [35]: (1) resting, with no previous strenuous exercise in 48 h; (2) no intake of energy drinks or supplements in the previous 48 h; (3) no alcohol or caffeine at least 3 h before measurements; and (4) no food intake at least 2 h before measurements. TMG values of GM and GL were compared between the uninjured side in the ACL-injured group and mean value of both sides in the control group.

The methodology for TMG assessment was identical in both groups. The same investigator, who had experience with TMG, obtained all measurements. The TMG uses a portable device to produce an electrical stimulus applied percutaneously that elicits a muscular contraction detected by a digital transducer applied above the muscle belly [43]. The parameters obtained by TMG are all based on the maximal displacement ( $D_m$ ), which is the radial movement of the muscle belly after the application of the electrical stimulus, expressed in mm. The rest of the parameters obtained with TMG depend on  $D_m$ : the delay time ( $T_d$ ), also known as reaction or activation time, is the time between the initiation and 10 % of  $D_m$ ; the contraction time ( $T_c$ ) is the time between 10 % and 90 % of  $D_m$ ; the sustained time ( $T_s$ ) is the time in which the muscle response remains greater than 50 % of  $D_m$ ; and the half-relaxation time ( $T_r$ ) is the time in which the muscle response decreases from 90 to 50 % of  $D_m$ . Time-related parameters are expressed in ms. The measurement methods and protocol was established according to Rey et al. [35]. All measurements of GM and GL were obtained at rest in the prone position. The radial muscle displacement was measured perpendicular to the muscle belly with a digital transducer Dc–Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia). The anatomical location of the sensors was standardised for all subjects and was based on Delagi et al. [12]. The self-adhesive electrodes (TMG electrodes, TMG-BMC d.o.o. Ljubljana, Slovenia) were placed equidistant to the measuring point, proximal (anode) and distal (cathode) to the sensor. Regarding electrical stimulation procedure, which was applied with a TMG-100 System electrostimulator (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia), pulse duration was 1 ms and the initial amplitude was 50 mA. For each tests, amplitude was progressively increased by 10 mA increments until there was no further increase in  $D_m$  or maximal stimulator output (110 mA). Both muscles were tested twice; the first one to assure appropriate functioning of the TMG, and the second one was taken as the definitive value. TMG has demonstrated excellent reliability, with intra-class correlation coefficient test–retest values between 0.8 and 0.9 for  $D_m$ ,  $T_d$ ,  $T_c$ ,  $T_s$ ,  $T_r$  of vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, and biceps femoris [8, 35, 41]. All patients gave consent to participate in this study, which received Institutional Review Board approval (Fundació Unió Catalana d'Hospitals, ID numer CEIC 11/63).



### Statistical analysis

Descriptive statistics were used to summarise all demographic characteristics and outcomes. An unpaired *t* test was employed to compare the demographic characteristics and TMG values between both groups. A sample size calculation was conducted based on preliminary results involving ten patients in each group. The sample size calculation for time-related parameters ( $T_d$ ,  $T_c$ ,  $T_s$ , and  $T_r$ ) that was taken into account for the present investigation was  $T_c$ , as this was the parameter that elicited the highest number of patients needed per group. Considering a power of 80 % to detect statistically significant differences in the hypothesis testing through a two-tailed, unpaired *t* test, taking into account an alpha level of 5 %, and assuming a difference in the means of the experimental and control group of 2.3 ms, and a standard deviation in the control group of 4.6 ms, 35 patients were needed in each group. For the distance-related parameter ( $D_m$ ), considering the same premises, and assuming a difference in the means of the experimental and control group of 0.4 mm, and a standard deviation in the control group of 0.8 mm, 36 patients were needed in each group. All statistical analyses were conducted using the SPSS version 19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, USA). The alpha level was set at 0.05.

### Results

Forty ACL-injured male competitive soccer players and 38 healthy sex-matched control soccer players were finally included in this study. The mean (standard deviation) for demographic characteristics in the injured and control groups was as follows: age 22.3 (6.8) and 21.1 (4.9) years, respectively (n.s.); height 1.75 (0.04) and 1.75 (0.1) m, respectively (n.s.); weight 71.7 (7.7) and 71.5 (10) kg, respectively (n.s.); and body mass index 23.3 (2.5) and 23 (2), respectively (n.s.). Table 1 shows the comparison of TMG values of the gastrocnemius muscles between the uninjured side of the ACL-injured group and the mean between both sides in the sex- and sport level-matched healthy control group. The mean (standard deviation) for the combined parameter between Achilles tendon and gastrocnemius in the uninjured side of ACL-injured group compared with control group was as follows: Achilles tendon GL/GM 89.3 (6.6) and 87.7 (8), respectively (n.s.).

### Discussion

The principal finding of this study was that most TMG parameters of the gastrocnemius muscles were not significantly different between the two groups. Only the GM- $T_r$

and GM- $D_m$  were significantly higher in the ACL-injured group compared with control group. Therefore, neuromuscular characteristics of the gastrocnemius may not be significant risk factors for ACL injury in male soccer players.

The use of TMG to assess neuromuscular risk factors for ACL injury has not been previously reported in either the male or female athlete. TMG provides information about muscle stiffness, contraction velocity, type of predominant skeletal muscle fibres, or muscle fatigue [35, 37], and may be a good method to evaluate neuromuscular differences of the skeletal muscles in injured compared with healthy control individuals. In soccer players, this method has only been employed to assess the effects of cold water exposure [17], recovery interventions (after training sessions) [36], playing position [35], and different types of training [37] on mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity. However, none of them have involved the gastrocnemius. Therefore, the results of the present study may not be comparable to these studies. There are several neuromuscular investigations involving the gastrocnemius muscles in males [7, 14, 22, 26, 27, 32, 33], but none of them compared ACL-injured group to healthy controls in either a retrospective, cross-sectional, or prospective design to investigate its role in the risk of ACL injury. In addition, some studies employed a biomechanical model or enrolled a very low number of participants [14, 33]. The principal findings reported in the literature for neuromuscular characteristics of the gastrocnemius muscles, assessed through electromyography, in males are as follows: (1) male soccer players had a selective activation

**Table 1** Comparison of TMG values of the gastrocnemius muscles between uninjured side of ACL-injured subjects and mean between both sides in the sex- and sport level-matched control group

Muscle	TMG <sup>†</sup>	Uninjured side*	Control group*	<i>p</i> value
GM	$T_c$	23 (3.2)	22.1 (2.5)	n.s.
	$T_s$	193.8 (42.3)	181.4 (43.7)	n.s.
	$T_r$	71.5 (52.7)	53.2 (35.3)	0.02
	$D_m$	3.7 (1.4)	3.1 (1)	0.006
	$T_d$	20.3 (2)	20.1 (2.2)	n.s.
GL	$T_c$	21.4 (2.3)	21.1 (4.3)	n.s.
	$T_s$	200.3 (23.3)	196.3 (38.6)	n.s.
	$T_r$	40.6 (16.2)	44.4 (26.9)	n.s.
	$D_m$	4.1 (1.4)	3.7 (1.3)	n.s.
	$T_d$	18.4 (1.5)	18.4 (1.5)	n.s.

TMG tensiomyography, ACL anterior cruciate ligament, GM gastrocnemius medialis, GL gastrocnemius lateralis,  $T_c$  contraction time,  $T_s$  sustained time,  $T_r$  relaxation time,  $D_m$  maximal displacement,  $T_d$  delay time

\* Values expressed as mean (standard deviation)

<sup>†</sup> All values in ms, except  $D_m$  which is provided in mm

of medial/lateral and internal/external rotation muscles (including the gastrocnemius) to stabilise the knee joint under anticipated but not under unanticipated running and cutting manoeuvres [7]; (2) male athletes exhibited lower gastrocnemius reaction times than controls in static conditions in response to an anteriorly directed force on the tibia [22]; and (3) male soccer players demonstrated no imbalance between GM and GL activation during run, crosscut, and side-step manoeuvres, except a higher GM activation compared with GL in the later half of the stance phase during the crosscut manoeuvre [26, 27]. Also, a recent investigation conducted in healthy males during landing manoeuvres demonstrated the agonistic and antagonistic actions of the soleus and gastrocnemius muscles on the ACL, respectively [32]. The soleus muscles demonstrated a significant role in generating posterior tibial forces similar to the hamstrings in this high-risk playing action [32]. However, the antagonistic role of the gastrocnemius on the ACL was much lower than the quadriceps [32].

The present investigation demonstrates that the gastrocnemius muscles may not play an important role as risk factors for ACL injury in male soccer players. The only significant between-group differences in the TMG characteristics of the gastrocnemius were a greater Tr and Dm for the GM of ACL injured compared with control individuals. Both parameters have been related to the resistance to muscular fatigue, and the Dm, additionally, to the muscle stiffness or tone [24, 25, 35, 43]. The GM of the uninjured side of ACL-injured players demonstrated a lower resistance to fatigue and lower muscle stiffness compared with the control players. It might be argued that if the gastrocnemius muscles play an important antagonistic role on the ACL, the injured players would have demonstrated greater resistance to fatigue and muscle stiffness compared with uninjured players. In addition, based on the findings by Huston and Wojtys [22] and assuming an antagonistic role of the gastrocnemius on the ACL [32], one would have expected that the injured players had a significantly lower Td compared with healthy controls. However, this study may not be completely comparable to previous studies because of obvious differences in study design (comparison of ACL injured and healthy controls), assessment conditions (static and resting), and assessment method (TMG) [7, 22, 26, 27, 32]. Although the use of TMG as an assessment tool for neuromuscular risk factors for ACL injury in male soccer players is novel, a cross-sectional design does not provide the highest level of evidence for the study of risk factors. Therefore, a prospective, prognostic, level-I evidence cohort study is needed to further investigate whether neuromuscular characteristics of the gastrocnemius may play an important role in the risk of ACL injury in male athletes.

There are some limitations to this study. First, the evaluation of the neuromuscular characteristics of the GM and GL was conducted under static and resting conditions, which significantly differs from real on-field situations. Second, the potential influence of the ACL injury on the neuromuscular characteristics of the contralateral healthy side may not be negligible [9, 42]. Third, the soleus muscle, which demonstrated an agonistic function on the ACL [32], was not evaluated in the present investigation. Fourth, the good-to-excellent inter-observer, intra-session, and between-day reliability of the TMG have been only demonstrated for the vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, and biceps femoris [8, 35, 40, 41], but not for the GM and GL.

The results of the present study suggest that research on neuromuscular risk factors for ACL injury in males should be focused on the investigation of quadriceps, hamstrings, and core muscles. It is likely that the prevention of injuries through neuromuscular programs may be better achieved with adequate training of these muscle groups as opposed to gastrocnemius muscles.

## Conclusions

Neuromuscular characteristics in terms of mechanical and contractile properties of the gastrocnemius muscles may not be significant risk factors for ACL injury in male soccer players.

**Acknowledgements** We thank Department of Surgery at Universitat Autònoma de Barcelona. This manuscript was developed as part of a Doctorate Degree performed in this Department. We would also like to give special thanks to Professor Jordi Ballester for his contributions to this project and excellence in the codirection of this Doctoral Degree.

## References

1. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B (2005) Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med* 33:524–530
2. Agel J, Evans TA, Dick R, Putukian M, Marshall SW (2007) Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 through 2002–2003. *J Athl Train* 42:270–277
3. Alentorn-Geli E, Mendiguchia J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD (2014) Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports. Part I: systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:3–15
4. Alentorn-Geli E, Mendiguchia J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD (2014) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in sports. Part II: systematic review of prevention programs in male athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:16–25
5. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R (2009) Prevention of non-contact



- anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17:705–729
6. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lazaro-Haro C, Cugat R (2009) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17:859–879
  7. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR (2003) Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc* 35:119–127
  8. Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F, Da Silva ME (2011) Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO<sub>2</sub>max power output. *Eur J Appl Physiol* 111:2271–2279
  9. Chmielewski TL, Stackhouse S, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2004) A prospective analysis of incidence and severity of quadriceps inhibition in a consecutive sample of 100 patients with complete acute anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Res* 22:925–930
  10. Dai B, Herman D, Liu C, Garrett WE Jr, Yu B (2012) Prevention of ACL injury. Part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Res Sports Med* 20:180–197
  11. Dai B, Herman D, Liu H, Garrett WE Jr, Yu B (2012) Prevention of ACL injury. Part II: effects of ACL injury prevention programs on neuromuscular risk factors and injury rate. *Res Sports Med* 20:198–222
  12. Delagi EF, Perotto A, Iazetti J, Morrison D (1975) Anatomic guide for the electromyographer: the limbs. Springfield, Charles C. Thomas, pp 45–55
  13. Delince P, Ghafil D (2012) Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20:48–61
  14. Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M (1991) Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol* 437:287–304
  15. Elias JJ, Faust AF, Chu YH, Chao EY, Cosgarea AJ (2003) The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament: an in vitro experimental study. *Am J Sports Med* 31:241–246
  16. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynon BD, Badger GJ (2001) The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* 19:1178–1184
  17. Garcia-Manso JM, Rodriguez-Matoso D, Rodriguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Calderon J (2011) Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *Am J Phys Med Rehabil* 90:356–363
  18. Gottlob CA, Baker CL (2000) Anterior cruciate ligament reconstruction: socioeconomic issues and cost effectiveness. *Am J Orthop (BelleMeade NJ)* 29:472–476
  19. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE Jr, Hannafin JA, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Marks PH, Marshall SW, Myklebust G, Noyes FR, Powers C, Shields C Jr, Shultz SJ, Silvers H, Slauterbeck J, Taylor DC, Teitz CC, Wojtys EM, Yu B (2006) Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sports Med* 34:1512–1532
  20. Hewett TE, Ford KR, Myer GD (2006) Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med* 34:490–498
  21. Hewett TE, Myer GD, Ford KR (2006) Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med* 34:299–311
  22. Huston LJ, Wojtys EM (1996) Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sports Med* 24:427–436
  23. Kernozek TW, Ragan RJ (2008) Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23:1279–1286
  24. Kokkonen J, Nelson A, Cornwell A (1998) Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport* 69:411–415
  25. Krizaj D, Simunic B, Zagar T (2008) Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol* 18:645–651
  26. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ (2007) Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated run and crosscut maneuver. *Am J Sports Med* 35:1901–1911
  27. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ (2007) Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *Am J Sports Med* 35:1888–1900
  28. Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM (2011) The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *J Biomech* 44:1845–1851
  29. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM (2007) The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med* 35:1756–1769
  30. Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, Roos H (2004) High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 50:3145–3152
  31. Mather RC, Koenig L, Kocher L, Dall TM, Gallo P, Scott DJ, Bach BR, Spindler KP, Mk group (2013) Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *J Bone Joint Surg Am* 95:1751–1759
  32. Mokhtarzadeh H, Yeow CH, Hong-Goh JC, Oetomo D, Malekipour F, Lee PV (2013) Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *J Biomech* 46:1913–1920
  33. Pflum MA, Shelburne KB, Torry MR, Decker MJ, Pandy MG (2004) Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Med Sci Sports Exerc* 36:1949–1958
  34. Posthumus M, Collins M, September AV, SchwelInus MP (2011) The intrinsic risk factors for ACL ruptures: an evidence-based review. *Phys Sportsmed* 39:62–73
  35. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J (2012) Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 22:866–872
  36. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J, Casáis L (2012) The effect of recovery strategies on contractile properties using tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *J Strength Cond Res* 26:3081–3088
  37. Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PF, Ciocnescu DP, Neferu FN (2013) Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil* 10:67
  38. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN (2012) Mechanisms and risk factors for non-contact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: a summary of literature since 1980. *J Strength Cond Res* 26:3160–3176
  39. Sherbondy PS, Queale WS, McFarland EG, Mizuno Y, Cosgarea AJ (2003) Soleus and gastrocnemius muscle loading decreases





#### 4. CUARTO ESTUDIO

### **Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players**

**Pedro Álvarez-Díaz**, Eduard Alentorn-Geli, Silvia Ramon, Miguel Marin, Gilbert Steinbacher, Juan José Boffa, Xavier Cuscó, Oscar Ares, Jordi Ballester, Ramon Cugat.

**Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** 2014 Sep 25. [Epub ahead of print]

La Tabla 4 muestra la comparación de los valores de TMG de las extremidades inferiores entre el lado lesionado en el grupo del LCA lesionado y la media entre las dos extremidades inferiores en el grupo control sano.

La Tabla 5 muestra la comparación de simetría de la TMG entre los diferentes músculos y de los músculos agonistas y los antagonistas entre ambos lados de los grupos de LCA-lesionados y del grupo control sano.

La Tabla 6 muestra la comparación de los valores de TMG entre los músculos de la extremidad inferior lesionada y la no lesionada del grupo lesionado.

A modo de resumen de resultados podemos decir:

Los principales efectos de la lesión del LCA en los músculos esqueléticos de la extremidad inferior de jugadores de fútbol fueron: 1) La gran mayoría de los parámetros de TMG fueron mayores en el grupo lesionado en comparación con el grupo control; 2) El Tc del cuádriceps fue significativamente mayor en los lesionados en comparación con el grupo control; 3) El BF fue el único músculo del grupo de isquiotibiales con diferencias significativas entre grupos, con un aumento de Tc y Dm en el lado lesionado en comparación al grupo de control; 4) Los valores de la TMG del GM fueron claramente más diferentes que los del GL, con Tc, Tr, y Dm significativamente mayor, y el Ts significativamente menor, en el lesionado que en el grupo control; y 5) El Tc de los cuádriceps y los músculos isquiotibiales fueron significativamente mayores en el grupo de lesionados que en el de no lesionados.

**Tabla 4.** Comparación de los valores TMG de la extremidad lesionada del grupo LCA lesionado y la media de los valores de las dos extremidades inferiores en el grupo control no lesionado.

Músculo	TMG <sup>†</sup>	Grupo lesión*	Grupo control*	Valor-p
<b>VM</b>	Tc	23.9 (3)	22.5 (2.1)	0.003
	Ts	173.8 (23.6)	173.4 (31.4)	0.9
	Tr	80 (56)	104.8 (56.4)	0.02
	Dm	8.1 (2.1)	7.8 (1.7)	0.4
	Td	21.4 (2.1)	20.7 (1.2)	0.02
<b>VL</b>	Tc	24.6 (3.7)	22.5 (2.8)	0.001
	Ts	63.2 (42)	46.9 (50.6)	0.08
	Tr	34 (35)	17.6 (21.9)	0.002
	Dm	6.2 (1.9)	5.8 (1.9)	0.2
	Td	21.9 (1.9)	21.5 (1.8)	0.1
<b>RF</b>	Tc	31.2 (5.4)	26.8 (4.9)	<0.001
	Ts	93.4 (51.2)	75.5 (54.5)	0.09
	Tr	55.9 (46.1)	40 (47.2)	0.08
	Dm	9.8 (2.6)	11.2 (20.5)	0.6
	Td	24.3 (2.4)	25.3 (15.1)	0.6
<b>ST</b>	Tc	36.7 (7.1)	35.4 (5.9)	0.3
	Ts	167.8 (30.9)	168.7 (32.7)	0.8
	Tr	89.7 (31.6)	85.3 (34.2)	0.5
	Dm	10.7 (4.2)	9.6 (2.7)	0.08
	Td	24.7 (4.1)	24.1 (2.4)	0.2
<b>BF</b>	Tc	29.1 (7.9)	24.6 (6.7)	0.002
	Ts	199.2 (43.7)	204.9 (73.5)	0.6
	Tr	72.6 (30.8)	64.7 (47.6)	0.3
	Dm	7.5 (3.5)	4.6 (2.1)	<0.001
	Td	22.4 (2)	21.7 (3.8)	0.3
<b>GM</b>	Tc	23.5 (3)	22.1 (2.5)	0.01
	Ts	157.5 (60.3)	181.4 (43.7)	0.01
	Tr	71.4 (57.7)	53.2 (35.3)	0.03
	Dm	3.8 (1.2)	3.1 (1)	<0.001
	Td	20 (1.4)	20.1 (2.2)	0.6
<b>GL</b>	Tc	21.6 (3)	21.1 (4.3)	0.5
	Ts	205.3 (27.2)	196.3 (38.6)	0.1
	Tr	52.2 (26.7)	44.4 (26.9)	0.1
	Dm	4.1 (1.4)	3.7 (1.3)	0.1
	Td	18.5 (1.9)	18.4 (1.5)	0.8

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, bíceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral; Tc, tiempo de contracción; Ts, tiempo de mantenimiento; Tr, tiempo de relajación; Dm, desplazamiento máximo; Td, tiempo de latencia

<sup>†</sup>Todos los valores en ms, excepto Dm expresado en mm.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

**Tabla 5.** Comparación de la simetría de los valores de TMG entre las dos extremidades del grupo lesionado y del grupo control.

Parámetro(%)	Grupo lesión *	Grupo control *	Valor-p
<b>Simetría VM</b>	90.2 (6.5)	91.5 (3.8)	0.2
<b>Simetría VL</b>	86 (5.9)	88.5 (5.4)	0.06
<b>Simetría RF</b>	85.5 (6.1)	87.6 (6.9)	0.1
<b>Simetría ST</b>	87.9 (8.4)	90.4 (6.3)	0.1
<b>Simetría BF</b>	85.5 (9.6)	88.3 (6.5)	0.1
<b>Simetría GM</b>	88.2 (5.4)	89.7 (5.7)	0.2
<b>Simetría VM</b>	89.8 (4.9)	90.2 (7.9)	0.8
<b>Tendón Aquiles GL/GM</b>	87.1 (7.1)	87.7 (8)	0.6
<b>Tendón rotuliano VM/VL</b>	86.6 (5.1)	85.1 (4.3)	0.2
<b>Rodilla (VM-VL-RF)/BF</b>	77.9 (8.9)	77.5 (9.5)	0.8
<b>Pierna (VM-VL)/(GM-GL)</b>	86.6 (6.7)	87.8 (5.8)	0.3

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, biceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral;

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

**Tabla 6.** Comparación de los valores medio de TMG de las dos extremidades inferiores del grupo lesionado LCA y del grupo control

Músculo	TMG <sup>†</sup>	Lado lesionado*	Lado no lesionado*	Valor-p
<b>VM</b>	Tc	23.9	22.7	0.007
	Ts	173.9	175.9	0.7
	Tr	80	88.5	0.4
	Dm	8.1	8.5	0.4
	Td	21.4	21	0.2
<b>VL</b>	Tc	24.6	23.2	0.04
	Ts	63.2	56.8	0.4
	Tr	34	30.1	0.5
	Dm	6.2	5.9	0.3
	Td	21.9	21.2	0.02
<b>RF</b>	Tc	31.3	28.7	0.004
	Ts	93.4	101.6	0.4
	Tr	56	64.5	0.4
	Dm	9.8	9.3	0.3
	Td	24.3	23.7	0.1
<b>ST</b>	Tc	36.7	34.4	0.02
	Ts	167.8	174.1	0.2
	Tr	89.7	95	0.4
	Dm	10.7	10.6	0.9
	Td	24.7	23.7	0.1
<b>BF</b>	Tc	29.1	26.7	0.02
	Ts	199.2	207	0.2
	Tr	72.6	74	0.8
	Dm	7.5	6.8	0.08
	Td	22.4	22.2	0.5
<b>GM</b>	Tc	23.5	22.9	0.2
	Ts	157.5	193.8	0.003
	Tr	71.4	71.5	0.9
	Dm	3.8	3.7	0.5
	Td	20	20.3	0.3
<b>GL</b>	Tc	21.6	21.4	0.6
	Ts	205.3	200.3	0.2
	Tr	52.2	40.6	0.006
	Dm	4.1	4	0.8
	Td	18.5	18.4	0.7

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, biceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral; Tc, tiempo de contracción; Ts, tiempo de mantenimiento; Tr, tiempo de relajación; Dm, desplazamiento máximo; Td, tiempo de latencia.

†Todos los valores en ms, excepto Dm expresado en mm.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

## Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players

Pedro Alvarez-Diaz · Eduard Alentorn-Geli · Silvia Ramon · Miguel Marín · Gilbert Steinbacher · Juan José Boffa · Xavier Cuscó · Oscar Ares · Jordi Ballester · Ramon Cugat

Received: 15 July 2014 / Accepted: 10 September 2014

© European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery, Arthroscopy (ESSKA) 2014

### Abstract

**Purpose** To investigate the effects of anterior cruciate ligament injury on mechanical and contractile characteristics of the skeletal muscles of the lower extremity in competitive soccer players through tensiomyography (TMG).

**Methods** All competitive male soccer players with confirmed acute anterior cruciate ligament tear included underwent resting TMG assessment of muscles of both lower extremities before anterior cruciate ligament reconstruction. The same values were obtained from a sex- and sports level-matched control group. The maximal displacement, delay time, contraction time, sustained time, and half-relaxation time were obtained for the following muscles in all subjects: vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, gastrocnemius medialis, and gastrocnemius lateralis.

**Results** The majority of TMG parameters were higher in the injured compared to the control group. The contraction time of the vastus medialis, vastus lateralis, and rectus femoris was significantly higher in the injured compared to the control group ( $p = 0.003$ ,  $p = 0.001$ , and  $p < 0.001$ ,

respectively). The biceps femoris was the only hamstring muscle with significant differences between groups, with increased contraction time and maximal displacement in the injured compared to the control group ( $p = 0.002$  and  $p < 0.001$ , respectively). The gastrocnemius medialis was clearly more affected than the gastrocnemius lateralis, with contraction time, half-relaxation time, and maximal displacement significantly higher ( $p = 0.01$ ,  $p = 0.03$ , and  $p < 0.001$ , respectively), and the sustained time significantly lower ( $p = 0.01$ ), in the injured compared to the control group. The contraction time of the vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, semitendinosus, and biceps femoris was significantly higher in the injured compared to non-injured side in the anterior cruciate ligament-injured group ( $p = 0.007$ ,  $p = 0.04$ ,  $p = 0.004$ ,  $p = 0.02$ , and  $p = 0.02$ , respectively).

**Conclusions** Anterior cruciate ligament injury caused a decrease in contraction velocity (in quadriceps, hamstrings and gastrocnemius medialis), resistance to fatigue (in quadriceps and gastrocnemius medialis), and muscle tone/stiffness (in hamstrings and gastrocnemius

P. Alvarez-Diaz (✉) · G. Steinbacher · J. J. Boffa · R. Cugat  
Mutualidad de Futbolistas – Federación Española de Fútbol,  
Delegación Catalana, Ronda Sant Pere 19-21, 08010 Barcelona,  
Spain  
e-mail: dr.pedroalvarezdiaz@gmail.com

P. Alvarez-Diaz · S. Ramon · X. Cuscó · O. Ares · R. Cugat  
Fundación García-Cugat, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · X. Cuscó · O. Ares · R. Cugat  
Artroscopia gc, S.L., Department of Orthopaedic Surgery,  
Hospital Quirón, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · S. Ramon · O. Ares  
Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona, Spain

E. Alentorn-Geli  
Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Parc  
de Salut Mar, Hospital de Mar and Hospital de l'Esperança,  
Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Barcelona, Spain

S. Ramon · M. Marín  
Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Hospital  
Quirón, Barcelona, Spain

J. Ballester  
Department of Surgery, Universitat Autònoma de Barcelona,  
Barcelona, Spain

medialis). Overall, it was demonstrated that these effects were worst in the quadriceps and gastrocnemius medialis compared to the hamstring and gastrocnemius lateralis. These findings may contribute to a better design of rehabilitation programs in order to optimize the recovery and potentially increase sport performance at return to sport.

*Level of evidence* Prognostic study, Level II.

**Keywords** Tensiomyography · Neuromuscular · ACL reconstruction · Soccer players

## Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are probably the most common severe injuries in soccer [1, 2]. In addition to high economic costs of ACL injuries for health-care systems [15, 27], this injury may have great psychological and health-related undesired consequences in the athlete [25, 26]. There have been many studies investigating the neuromuscular and biomechanical consequences of ACL injury [17]. Essential neuromuscular characteristics altered with ACL injury involve: somatosensory system, muscle activation patterns, muscle strength, muscle atrophy, and balance/proprioception [17].

Many studies evaluating neuromuscular impairment after ACL injury have employed electromyography (EMG) as the assessment method for muscle activation [7, 12, 16, 18, 19, 22–24, 29, 34]. EMG is a method to detect muscle's electrical activity during its contraction, but perhaps provides less precise information on muscle stiffness, contraction velocity, type of predominant skeletal muscle fibers, or muscle fatigue. Tensiomyography (TMG) is a non-invasive method developed to assess skeletal muscle mechanical and contractile properties in response to electrical stimuli [32]. This method may provide more specific information on muscle tone or stiffness, type of predominant skeletal muscle fibers (fast- or slow-twitch evidenced by changes in contraction velocity), or muscle fatigue [30, 32]. However, the effects of ACL injury on mechanical and contractile characteristics of the skeletal muscles of the lower extremity in soccer players have not been previously investigated. A better knowledge on these effects may contribute to the better development of rehabilitation programs and, thus, potentially optimize the return to sports and sports performance after ACL injury.

The purpose of this study was to investigate the effects of ACL injury on mechanical and contractile characteristics of the skeletal muscles of the lower extremity in soccer players through TMG.

## Materials and methods

A cross-sectional, between-group comparative, controlled study was conducted to assess the neuromuscular changes of the lower extremity in competitive soccer players after ACL injury. All consecutive patients attending at the Mutua de Futbolistas, Federación Española de Fútbol (Delegación Catalana) with acute ACL tear confirmed by both physical examination and magnetic resonance imaging during the 2011–2012 soccer season were approached for eligibility. Only male patients with primary complete ACL tear without concomitant major injuries were considered for inclusion in this study. Patients were excluded if they had contralateral ACL tear, major contralateral knee injury or surgery, or minor contralateral knee injury or surgery in the last year.

Before undergoing ACL reconstruction, all patients with ACL tear came to our clinic for the assessment of the neuromuscular status of skeletal muscle of both lower extremities through TMG. The same measurements were obtained in both sides from a sex-matched sample of control soccer players with no previous history of ACL or major knee injuries. The values of neuromuscular assessment in the injured side of the ACL-injured group were compared to the mean values for both sides of the healthy control group, and then another comparison was conducted between both sides in the ACL-injured group.

Forty injured competitive soccer players and 38 healthy control soccer players were finally included in this study. The mean (standard deviation) for demographic characteristics in the injured and control groups were: age 22.3 (6.8) and 21.1 (4.9) years, height 1.75 (0.04) and 1.75 (0.07) m, weight 71.7 (7.7) and 71.5 (10) kg, and body mass index 23.3 (2.5) and 23 (2), respectively. There were no significant differences for age (n.s.), height (n.s.), weight (n.s.), and BMI (n.s.) between both groups.

The methodology for TMG assessment was identical in both groups. The TMG was employed as a non-invasive method to assess the neuromuscular status, specifically the muscular mechanical and contractile properties [32]. This method uses a portable device that produces an electrical stimulus applied percutaneously that produces a muscular contraction detected by a digital transducer applied above the muscle belly [37]. TMG has demonstrated good-to-excellent inter-observer, intra-session, and between-day reliability for vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), and biceps femoris (BF) [8, 30, 33, 35]. The parameters obtained in this study are all based on the maximal displacement ( $D_m$ ), which is the radial movement of the muscle belly after the application of the electrical stimulus, expressed in mm. The rest of the parameters depend on the  $D_m$ : the delay time ( $T_d$ ), also known as



reaction or activation time, is the time between the initiation and 10 % of  $D_m$ ; the contraction time ( $T_c$ ) is the time between 10 and 90 % of  $D_m$ ; the sustained time ( $T_s$ ) is the time in which the muscle response remains greater than 50 % of  $D_m$ ; and the half-relaxation time ( $T_r$ ) is the time in which the muscle response decreases from 90 to 50 % of  $D_m$ . All of these parameters were obtained for the following muscles: VM, VL, RF, semitendinosus (ST), BF, gastrocnemius medialis (GM), and gastrocnemius lateralis (GL). Additionally, the percentage of symmetry between both sides for each muscle (mean of all TMG parameters for a certain muscle divided by same value for the contralateral muscle multiplied by 100) was calculated. Other parameters obtained from the TMG were: (1) the ratio between the mean symmetry of GL and GM (Aquiles tendon: GL/GM) for each side; (2) the ratio between the mean symmetry of VM and VL (Patellar tendon: VM/VL) for each side; (3) the ratio between mean symmetry of VM-VL-RF and BF [Knee: (VM-VL-RF)/BF] for each side; and (4) the ratio between mean symmetry of VM-VL and GM-GL [Leg: (VM-VL)/(GM-GL)] for each side. The same researcher, who had experience with TMG, took all measurements. The measurement protocol has been previously described [3, 4] and was based on Rey et al. [30]. All measurements were obtained at rest in the supine position for the VM, VL, and RF, and in the prone position for the rest of muscle groups. For the supine position, a foam cushion was employed to keep the knee joint with a fixed angle of 60° of knee flexion [30]. The radial muscle displacement was measured perpendicular to the muscle belly with a digital transducer Dc-Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia). All subjects were instructed to come for measurements in the following conditions [30]: (1) resting, with no previous strenuous exercise in 48 h; (2) no intake of energy drinks or supplements in the previous 48 h; no alcohol or caffeine at least 3 h before measurements; and (3) no foot intake at least 2 h before measurements. The anatomical location of the sensors was standardized for all subjects and was based on Delagi et al. [11]. The self-adhesive electrodes (Compex Medical SA, Ecublens, Switzerland) were placed equidistant to the measuring point, proximal (anode), and distal (cathode) to the sensor. Electrical stimulation was applied through a TMG-100 System electrostimulator (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) with a pulse of 1 ms and an initial amplitude of 50 mA. For each test, amplitude was progressively increased by 10 mA increments until there was no further increase in  $D_m$  or maximal stimulator output (110 mA). All muscles were tested twice; the first one to assure appropriate functioning of the TMG, and the second one was taken as the definitive value. All patients gave consent to participate in this study, which received Institutional Review Board approval (Fundació Unió Catalana d'Hospitals, ID number CEIC 11/63).

### Statistical analysis

Descriptive statistics were used to summarize all demographic characteristics and outcomes. An unpaired *T* test was employed to compare the demographic characteristics between both groups, and the values of TMG between the injured side of the ACL-injured group and the mean values for both sides of the healthy control group. The same test was used to compare the TMG values between both sides in the ACL-injured group. A pilot study involving 10 patients in each group (data collected for both lower extremities in each group) was used to perform the sample size calculation. This calculation was performed for each of the comparisons that were planned for this study. The minimum sample size that was considered for the whole study was obtained from the comparison that elicited the highest value of sample size. These values corresponded to the  $T_c$  for time-related parameters and  $D_m$  for distance-related parameter, both for the injured-control group comparison (instead of the injured versus uninjured side comparison in ACL-injured group). Considering a power of 80 % to detect statistically significant differences in the hypothesis testing through a two-tailed unpaired *T* test with an alpha level of 0.05, and assuming a difference in mean  $T_c$  values between the injured and control groups of 1.4 ms, and a standard deviation of the control group of 3 ms, 37 patients were needed. For  $D_m$ , considering the same premises, and assuming a difference in mean  $D_m$  values between the injured and control groups of 0.8 mm, and a standard deviation of the control group of 1.7 mm, 36 patients were needed. All statistical analyses were conducted using the SPSS v.19 (SPSS, Inc. Chicago, IL, USA). The alpha level was set at 0.05.

### Results

Table 1 shows the comparison of TMG values of skeletal muscles of the lower extremity between the injured side in the ACL-injured group and the healthy control group. Table 2 shows the comparison of TMG symmetry, muscle agonists and agonist-antagonist muscles between both sides of the ACL-injured and healthy control groups. Table 3 shows the comparison of TMG values of skeletal muscles of the lower extremity between the injured and uninjured side in the ACL-injured group. The mean (standard deviation) for combined parameters in the injured compared to uninjured sides were: Aquiles tendon GL/GM 87.1 (7.1) and 89.3 (6.6), respectively ( $p = 0.04$ ); Patellar tendon VM/VL 86.3 (5.1) and 86.2 (5.1), respectively (n.s.); Knee (VM-VL-RF)/BF 77.9 (9) and 80.4 (9.5), respectively (n.s.); and Leg (VM-VL)/(GM-GL) 86.6 (6.7) and 87.7 (6.1), respectively (n.s.).

**Table 1** Comparison of TMG values of skeletal muscles of the lower extremity between injured side in ACL-injured group and sex-matched control groups

Muscle	TMG <sup>a</sup>	Injured group <sup>b</sup>	Control group <sup>b</sup>	<i>p</i> value
VM	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>23.9 (3)</b>	<b>22.5 (2.1)</b>	<b>0.003</b>
	<i>T<sub>s</sub></i>	173.8 (23.6)	173.4 (31.4)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	<b>80 (56)</b>	<b>104.8 (56.4)</b>	<b>0.02</b>
	<i>D<sub>m</sub></i>	8.1 (2.1)	7.8 (1.7)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	<b>21.4 (2.1)</b>	<b>20.7 (1.2)</b>	<b>0.02</b>
VL	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>24.6 (3.7)</b>	<b>22.5 (2.8)</b>	<b>0.001</b>
	<i>T<sub>s</sub></i>	63.2 (42)	46.9 (50.6)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	<b>34 (35)</b>	<b>17.6 (21.9)</b>	<b>0.002</b>
	<i>D<sub>m</sub></i>	6.2 (1.9)	5.8 (1.9)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	21.9 (1.9)	21.5 (1.8)	n.s.
RF	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>31.2 (5.4)</b>	<b>26.8 (4.9)</b>	<b>&lt;0.001</b>
	<i>T<sub>s</sub></i>	93.4 (51.2)	75.5 (54.5)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	55.9 (46.1)	40 (47.2)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	9.8 (2.6)	11.2 (20.5)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	24.3 (2.4)	25.3 (15.1)	n.s.
ST	<i>T<sub>c</sub></i>	36.7 (7.1)	35.4 (5.9)	n.s.
	<i>T<sub>s</sub></i>	167.8 (30.9)	168.7 (32.7)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	89.7 (31.6)	85.3 (34.2)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	10.7 (4.2)	9.6 (2.7)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	24.7 (4.1)	24.1 (2.4)	n.s.
BF	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>29.1 (7.9)</b>	<b>24.6 (6.7)</b>	<b>0.002</b>
	<i>T<sub>s</sub></i>	199.2 (43.7)	204.9 (73.5)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	72.6 (30.8)	64.7 (47.6)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	<b>7.5 (3.5)</b>	<b>4.6 (2.1)</b>	<b>&lt;0.001</b>
	<i>T<sub>d</sub></i>	22.4 (2)	21.7 (3.8)	n.s.
GM	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>23.5 (3)</b>	<b>22.1 (2.5)</b>	<b>0.01</b>
	<i>T<sub>s</sub></i>	<b>157.5 (60.3)</b>	<b>181.4 (43.7)</b>	<b>0.01</b>
	<i>T<sub>r</sub></i>	<b>71.4 (57.7)</b>	<b>53.2 (35.3)</b>	<b>0.03</b>
	<i>D<sub>m</sub></i>	<b>3.8 (1.2)</b>	<b>3.1 (1)</b>	<b>&lt;0.001</b>
	<i>T<sub>d</sub></i>	20 (1.4)	20.1 (2.2)	n.s.
GL	<i>T<sub>c</sub></i>	21.6 (3)	21.1 (4.3)	n.s.
	<i>T<sub>s</sub></i>	205.3 (27.2)	196.3 (38.6)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	52.2 (26.7)	44.4 (26.9)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	4.1 (1.4)	3.7 (1.3)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	18.5 (1.9)	18.4 (1.5)	n.s.

Significant values are in bold

TMG tensiomyography, ACL anterior cruciate ligament, VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, GM gastrocnemius medialis, GL gastrocnemius lateralis, *T<sub>c</sub>* contraction time, *T<sub>s</sub>* sustained time, *T<sub>r</sub>* relaxation time, *D<sub>m</sub>* maximal displacement, and *T<sub>d</sub>* delay time

<sup>a</sup> All values in ms, except *D<sub>m</sub>* which is provided in mm

<sup>b</sup> Values expressed as mean (standard deviation)

## Discussion

The principal effects of ACL injury on the skeletal muscles of the lower extremity of soccer players were: (1) the vast

majority of TMG parameters were higher in the injured compared to the control group; (2) the *T<sub>c</sub>* of all quadriceps muscles evaluated was significantly higher in the injured compared to the control group; (3) the BF was the only hamstring muscle with significant differences between groups, with increased *T<sub>c</sub>* and *D<sub>m</sub>* in the injured compared to the control group; (4) the GM was clearly more affected than the GL, with *T<sub>c</sub>*, *T<sub>r</sub>*, and *D<sub>m</sub>* significantly higher, and the *T<sub>s</sub>* significantly lower, in the injured compared to the control group; and (5) *T<sub>c</sub>* of the quadriceps and hamstring muscles were significantly higher in the injured compared to non-injured side of ACL-injured group.

The TMG values of the control group in the present study were similar (RF-*D<sub>m</sub>*, RF-*T<sub>d</sub>*, BF-*D<sub>m</sub>*, BF-*T<sub>c</sub>*, BF-*T<sub>s</sub>*), lower (RF-*T<sub>c</sub>*, RF-*T<sub>r</sub>*, RF-*T<sub>s</sub>*, BF-*T<sub>d</sub>*), and higher (BF-*T<sub>r</sub>*) compared to the study by Rey et al. [30] involving soccer players. The differences with the present study may be explained by the fact that Rey et al. included professional (Tegner score 10) players, whereas the present sample included amateur and semi-professional players (Tegner score 9). The present study adds information on TMG of VM, VL, ST, GM, and GL in healthy soccer players. No information regarding the effects of ACL injury on TMG characteristics of the skeletal muscles of the lower extremity in soccer players was found to date. Other studies involving TMG and soccer players were conducted to assess the effects of cold water exposure [14], recovery interventions (after training sessions) [31], playing position [30], ACL reconstruction [5], and different types of training [32] on mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity and may be therefore not comparable to the present study.

The effects of ACL injury on muscle activation and muscular trophy of quadriceps and hamstrings has been well reported in the literature [17]. Some changes with ACL injury include: decreased volitional activation of the quadriceps [9, 17], decreased hamstring reflex arc from the ACL [13, 17], increased hamstring activity and decreased quadriceps activity in dynamic tasks [7, 16, 17], altered activation pattern in VL during unanticipated change of direction [16, 17], decreased hamstring coactivation in maximal knee extension [17, 29] quadriceps inhibition after contralateral ACL injury [9, 17], and decreased quadriceps EMG median frequency [17, 28] and quadriceps muscle atrophy [17, 38]. While some of these studies were conducted during dynamic tasks [7, 16, 29], values of TMG in the present investigation were obtained in resting conditions. In addition, these studies mainly employed physical examination, imaging studies, and EMG to assess the effects of ACL injury on muscles of the lower extremity. These assessment tools provide less information on mechanical and contractile (functional) properties of the skeletal muscles compared to TMG. The present study found that the quadriceps



**Table 2** Comparison of TMG symmetry, muscle agonists and agonist–antagonist muscles between injured side in ACL-injured group and sex-matched control groups

Parameter (%)	Injured group <sup>a</sup>	Control group <sup>a</sup>	<i>p</i> value
Symmetry VM	90.2 (6.5)	91.5 (3.8)	n.s.
Symmetry VL	86 (5.9)	88.5 (5.4)	0.06
Symmetry RF	85.5 (6.1)	87.6 (6.9)	n.s.
Symmetry ST	87.9 (8.4)	90.4 (6.3)	n.s.
Symmetry BF	85.5 (9.6)	88.3 (6.5)	n.s.
Symmetry GM	88.2 (5.4)	89.7 (5.7)	n.s.
Symmetry GL	89.8 (4.9)	90.2 (7.9)	n.s.
Aquiles tendon GL/GM	87.1 (7.1)	87.7 (8)	n.s.
Patellar tendon VM/VL	86.6 (5.1)	85.1 (4.3)	n.s.
Knee (VM–VL–RF)/BF	77.9 (8.9)	77.5 (9.5)	n.s.
Leg (VM–VL)/(GM–GL)	86.6 (6.7)	87.8 (5.8)	n.s.

ACL anterior cruciate ligament, VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, GM gastrocnemius medialis, and GL gastrocnemius lateralis

<sup>a</sup> Values are mean (standard deviation)

muscles had higher  $T_c$  and  $T_r$  (except VM for the latter) in the injured compared to the control group, which may indicate that contraction velocity (related to  $T_c$ ) and resistance to fatigue (related to  $T_r$ ) were significantly decreased in the quadriceps of injured subjects [30, 37]. However, quadriceps muscles in both groups still kept the fast-twitch (type I muscle fibers) characteristics of the muscle fibers, as nearly all values of  $T_c$  were below 30 ms [10]. Therefore, quadriceps muscles of both the injured and control subjects keep their ability to rapidly generate force during contractions [30], although this capacity is more impaired in the ACL-injured group.

Some authors have related the contraction velocity ( $T_c$ ) to muscle stiffness ( $D_m$ ). Kokkonen et al. [20] suggested that decreased stiffness (increase in  $D_m$ ) in the musculotendinous unit would induce a loss of strength and muscle power, thus, reducing contraction velocity (increase in  $T_c$ ). Surprisingly, the quadriceps of injured subjects did not show any significant difference in muscle stiffness ( $D_m$ ) but did for BF compared to control subjects. While the injured group had greater  $D_m$  (lower stiffness) in all muscles evaluated (except RF) than control group, this difference was only significant in the BF and GM. The muscular behavior suggested by Kokkonen et al. [20] has only been observed in the BF and GM, as injured players had higher  $T_c$  and  $D_m$  values compared to the control group. Similar findings were observed when comparing the injured and non-injured side in the ACL-injured group (Table 3). The injured side demonstrated significantly higher  $T_c$  in quadriceps and hamstrings compared to the non-injured side, whereas the  $D_m$  was not significant in any of these muscles. Therefore,

acute ACL injuries cause a decrease in contraction velocity in both the quadriceps and hamstring muscle groups.

The  $T_r$  TMG parameter has been associated with muscle fatigue [21]. It is speculated that higher values of  $T_r$  indicate a fatigue status of the muscles [30]. The present investigation found that muscle fatigue in the injured group was worst in VL and GM compared to the control group. In contrast, the injured players had lower muscle fatigue for the VM than the control subjects. Krizaj et al. [21] found that  $D_m$  was also related to muscular fatigue. However, in the present investigation, the  $T_r$  and  $D_m$  demonstrated similar significant changes only for the GM, for which the injured group had higher values compared to the control group. For VM, VL, and BF, only one of each parameter was statistically different between groups. The disparity of results between  $T_r$  and  $D_m$  differs from observations by Krizaj et al. [21] who found that both parameters demonstrated the larger influence on muscular fatigue. Therefore, the association of  $T_r$  and  $D_m$  with muscle fatigue needs further research.

This study has some limitations. First, this study did not differentiate in the statistical analysis the position of the soccer players during the game. Rey et al. [30] demonstrated some differences in TMG values depending on the type of predominant tasks to be developed during the games (player position). Second, leg dominance was not considered in the comparative analysis. However, it has been recently demonstrated that leg dominance has no clear influence on TMG characteristics of skeletal muscles of the lower extremity in male soccer players [6]. Third, this study was conducted in static conditions, which differ from dynamic situations that occur during real play. Fourth, the effects of ACL injury on the contralateral healthy side may not be negligible [36]. However, this would only affect intra-group comparison in patients with ACL injury.

TMG may have several interesting application areas in soccer players: assessment of risk factors, Alentorn-Geli et al. [3, 4] development of prevention and rehabilitation programs, evaluate and monitor the response to training throughout the season, and evaluate and monitor the response to muscle and possibly other types of injuries (i.e., ligament injuries). The relevance of this study is mainly related to the development of rehabilitation programs. The findings reported indicate that rehabilitation programs have to pay special attention in the improvement of contraction velocity, resistance to fatigue, and muscle tone/stiffness of quadriceps, hamstrings and gastrocnemius medialis in soccer players after ACL injury. Better implementation of rehabilitation programs (along with obvious successful surgical reconstruction) will likely optimize the return to sports and sports performance in soccer players.

**Table 3** Comparison of TMG values of skeletal muscles of the lower extremity between the injured and non-injured side of the ACL-injured soccer players

Muscle	TMG <sup>a</sup>	Injured side <sup>b</sup>	Uninjured side <sup>b</sup>	p value
VM	$T_c$	<b>23.9</b>	<b>22.7</b>	<b>0.007</b>
	$T_s$	173.9	175.9	n.s.
	$T_r$	80	88.5	n.s.
	$D_m$	8.1	8.5	n.s.
	$T_d$	21.4	21	n.s.
VL	$T_c$	<b>24.6</b>	<b>23.2</b>	<b>0.04</b>
	$T_s$	63.2	56.8	n.s.
	$T_r$	34	30.1	n.s.
	$D_m$	6.2	5.9	n.s.
	$T_d$	<b>21.9</b>	<b>21.2</b>	<b>0.02</b>
RF	$T_c$	<b>31.3</b>	<b>28.7</b>	<b>0.004</b>
	$T_s$	93.4	101.6	n.s.
	$T_r$	56	64.5	n.s.
	$D_m$	9.8	9.3	n.s.
	$T_d$	24.3	23.7	n.s.
ST	$T_c$	<b>36.7</b>	<b>34.4</b>	<b>0.02</b>
	$T_s$	167.8	174.1	n.s.
	$T_r$	89.7	95	n.s.
	$D_m$	10.7	10.6	n.s.
	$T_d$	24.7	23.7	n.s.
BF	$T_c$	<b>29.1</b>	<b>26.7</b>	<b>0.02</b>
	$T_s$	199.2	207	n.s.
	$T_r$	72.6	74	n.s.
	$D_m$	7.5	6.8	n.s.
	$T_d$	22.4	22.2	n.s.
GM	$T_c$	23.5	22.9	n.s.
	$T_s$	<b>157.5</b>	<b>193.8</b>	<b>0.003</b>
	$T_r$	71.4	71.5	n.s.
	$D_m$	3.8	3.7	n.s.
	$T_d$	20	20.3	n.s.
GL	$T_c$	21.6	21.4	n.s.
	$T_s$	205.3	200.3	n.s.
	$T_r$	<b>52.2</b>	<b>40.6</b>	<b>0.006</b>
	$D_m$	4.1	4	n.s.
	$T_d$	18.5	18.4	n.s.

Significant values are in bold

TMG tensiomyography, ACL anterior cruciate ligament, VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, GM gastrocnemius medialis, GL gastrocnemius lateralis,  $T_c$  contraction time,  $T_s$  sustained time,  $T_r$  relaxation time,  $D_m$  maximal displacement, and  $T_d$  delay time

<sup>a</sup> All values in ms, except  $D_m$  which is provided in mm

<sup>b</sup> Values expressed as mean (standard deviation)

## Conclusions

The principal effects of ACL injury on the skeletal muscles of the lower extremity of soccer players were a decrease

in contraction velocity (in quadriceps, hamstrings and gastrocnemius), resistance to fatigue (in quadriceps and gastrocnemius), and muscle tone/stiffness (in hamstrings and gastrocnemius) compared to healthy controls. Overall, it was demonstrated that these effects were worst in the quadriceps and GM compared to the hamstring and GL. These findings may contribute to a better design of rehabilitation programs in order to optimize the recovery and potentially increase sport performance at return to sport.

**Acknowledgments** We thank Department of Surgery at Universitat Autònoma de Barcelona. This manuscript was developed as part of a Doctorate Degree performed in this Department.

## References

- Agel J, Arendt EA, Bershadsky B (2005) Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med* 33:524–530
- Agel J, Evans TA, Dick R, Putukian M, Marshall SW (2007) Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 through 2002–2003. *J Athl Train* 42:270–277
- Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cusco X, Ballester J, Cugat R (2014) Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3018-1
- Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R (2014) Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3007-4
- Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R (2014a) Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3165-4
- Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R (2014b) Comparison of tensiomyographic neuromuscular characteristics between muscles of the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3298-5
- Boerboom AL, Hof AL, Halbertsma JP, van Raaij JJ, Schenk W, Diercks RL, van Horn JR (2001) Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9:211–216
- Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F, Da Silva ME (2011) Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO<sub>2</sub>max power output. *Eur J Appl Physiol* 111:2271–2279
- Chmielewski TL, Stackhouse S, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2004) A prospective analysis of incidence and severity of quadriceps inhibition in a consecutive sample of 100 patients with complete acute anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Res* 22:925–930



10. 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. *Med Biol Eng Comput* 39:51–55
11. Delagi EF, Perotto A, Iazetti J, Morrison D (1975) *Anatomic guide for the electromyographer: the limbs*. Charles C. Thomas, Springfield, pp 45–55
12. DeMont RG, Lephart SM, Giraldo JL, Swanik CB, Fu FH (1999) Muscle preactivity of anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed females during functional activities. *J Athl Train* 34:115–120
13. Friemert B, Faist M, Spengler C, Gemgross H, Claes L, Melnyk M (2005) Intraoperative direct mechanical stimulation of the anterior cruciate ligament elicits short- and medium-latency hamstring reflexes. *J Neurophysiol* 94:3996–4001
14. García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Calderon J (2011) Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *Am J Phys Med Rehabil* 90:356–363
15. Gottlob CA, Baker CL (2000) Anterior cruciate ligament reconstruction: socioeconomic issues and cost effectiveness. *Am J Orthop (BelleMeade NJ)* 29:472–476
16. Houck JR, Wilding GE, Gupta R, De Haven KE, Maloney M (2007) Analysis of EMG patterns of control subjects and subjects with ACL deficiency during an unanticipated walking cut task. *Gait Posture* 25:628–638
17. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM (2008) Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med* 27:383–404
18. Isaac DL, Beard DJ, Price AJ, Rees J, Murray DW, Dodd CA (2005) In-vivo sagittal plane knee kinematics: ACL intact, deficient and reconstructed knees. *Knee* 12:25–31
19. Kalund S, Sinkjaer T, Arendt-Nielsen L, Simonsen O (1990) Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients. *Am J Sports Med* 18:245–248
20. Kokkonen J, Nelson A, Cornwell A (1998) Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport* 69:411–415
21. Krizaj D, Simunic B, Zagar T (2008) Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol* 18:645–651
22. Kvist J (2005) Sagittal tibial translation during exercises in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Scand J Med Sci Sports* 15:148–158
23. Kvist J, Gillquist J (2001) Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sports Med* 29:72–82
24. Kvist J, Karlberg C, Gerdle B, Gillquist J (2001) Anterior tibial translation during different isokinetic quadriceps torque in anterior cruciate ligament deficient and nonimpaired individuals. *J Orthop Sports Phys Ther* 31:4–15
25. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM (2007) The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med* 35:1756–1769
26. Lohmander LS, Osterberg A, Englund M, Roos H (2004) High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players 12 years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum* 50:3145–3152
27. Mather RC, Koenig L, Kocher L, Dall TM, Gallo P, Scott DJ, Bach BR, Spindler KP, group Mk (2013) Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *J Bone Jt Surg Am* 95:1751–1759
28. McNair PJ, Wood GA (1993) Frequency analysis of the EMG from the quadriceps of anterior cruciate ligament deficient individuals. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 33:43–48
29. Osternig LR, Caster BL, James CR (1995) Contralateral hamstring (biceps femoris) coactivation patterns and anterior cruciate ligament dysfunction. *Med Sci Sports Exerc* 27:805–808
30. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J (2012) Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 22:866–872
31. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J, Casáis L (2012) The effect of recovery strategies on contractile properties using tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *J Strength Cond Res* 26:3081–3088
32. Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PF, Ciocnescu DP, Neferu FN (2013) Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil* 10:67
33. Simunic B (2012) Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J Electromyogr Kinesiol* 22:527–530
34. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, DeMont RG, Fu FH (1999) Reactive muscle firing of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. *J Athl Train* 34:121–129
35. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Moreno D, Maffioletti NA (2010) Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 20:761–766
36. Urbach D, Nebelung W, Weiler HT, Awiszus F (1999) Bilateral deficit of voluntary quadriceps muscle activation after unilateral ACL tear. *Med Sci Sports Exerc* 31:1691–1696
37. Valencic V, Knez N (1997) Measuring of skeletal muscle's dynamic properties. *Artif Organs* 21:240–242
38. Williams GN, Buchanan TS, Barrance PJ, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2005) Quadriceps weakness, atrophy, and activation failure in predicted noncopers after anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med* 33:402–407

## 5. QUINTO ESTUDIO

### **Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players**

**Pedro Álvarez-Díaz**, Eduard Alentorn-Geli, Silvia Ramon, Miguel Marin, Gilbert Steinbacher, Marta Rius, Roberto Seijas, Jordi Ballester, Ramon Cugat.

**Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** 2014 Jul 22. [Epub ahead of print])

La Tabla 7 muestra la comparación entre los valores de TMG preoperatorios y postoperatorios de los músculos de la extremidad lesionada y no lesionada en el grupo lesionado.

La Tabla 8 muestra la comparación de las diferencias preoperatorias-postoperatorias de TMG de todos los músculos de la pierna lesionada y la no lesionada. Además de los valores de TMG individuales de todos los músculos, se calculó el porcentaje de simetría muscular entre la pierna lesionada y la no lesionada (Tabla 9). También, la relación entre los valores de TMG de los músculos agonistas de las dos piernas, y la ratio de los músculos agonistas y antagonistas para ambas extremidades (Tabla 9).

A modo de resumen:

1. Todos los grupos musculares demostraron diferencias significativas preoperatorio-postoperatorias en al menos una de los valores tensiomiográficos en la pierna lesionada.
2. La pierna no lesionada demostró cambios significativos entre los valores preoperatorios y postoperatorios en el VL, RF, y BF, pero no en VM, ST, GM y GL.
3. Algunos parámetros de TMG (VL-Ts, VL-Tr, RF-Tc, BF-Tc, y BF-Dm) mostraron disminuciones significativas en los valores postoperatorio con respecto a los valores preoperatorios en las dos piernas.

4. Algunos parámetros de TMG (VL-Tc, ST-Tc, GM-Tc, GL-Tr, y GL-Td) disminuyeron significativamente y otros (VM-Tr y GM-Ts) aumentaron en el postoperatorio en el lado lesionado.
5. Algunos parámetros (RF-Tr y BF-Td) disminuyeron significativamente en la medición postoperatoria en sólo el lado sano.
6. La magnitud de las diferencias preoperatorios postoperatoria en la pierna lesionada fue significativamente mayor en RF-Tc, ST-Tc, BF-Dm, y GL-Tr, pero menor en RF-Tr, y GM- Ts, en comparación con la pierna no lesionada.
7. El porcentaje de simetría entre ambas extremidades inferiores fue significativamente más alto después de la operación en VM, VL, RF, y GM en comparación a los valores preoperatorios.
8. Ambos grupos mejoraron su simetría entre antagonistas del LCA (cuádriceps) y músculos agonistas (isquiotibiales) en los dos lados.

**Tabla 7.** Comparación de los valores tensiomiográficos preoperatorios-postoperatorios de la pierna lesionada y de la no lesionada

Músculo	TMG <sup>†</sup>	Rodilla lesionada			Rodilla no lesionada		
		Preop*	Postop*	Valor-p	Preop*	Postop*	Valor-p
VM	Tc	23.9 (3)	23.2 (2)	0.1	22.7 (2)	22.7 (1.8)	0.9
	Ts	173.9 (23.6)	179 (37)	0.4	175.9 (35.8)	176.3 (39)	0.9
	Tr	80 (56)	112.1 (50)	0.004	88.5 (52.5)	101.3 (55.1)	0.1
	Dm	8.1 (2.1)	8.6 (1.6)	0.2	8.5 (2.1)	8.3 (1.7)	0.5
	Td	21.4 (2.1)	20.9 (1.3)	0.2	21 (1.2)	20.7 (1)	0.3
VL	Tc	24.6 (3.8)	23.1 (1.9)	0.01	23.2 (3.6)	22.6 (2.5)	0.3
	Ts	63.2 (42)	41.5 (24)	0.01	56.8 (35.4)	38 (24.7)	0.003
	Tr	34 (35)	17.7 (22.5)	0.02	30.1 (29.2)	14.7 (22.5)	0.005
	Dm	6.2 (2)	6.2 (1.6)	0.9	5.9 (1.8)	5.5 (1.4)	0.2
	Td	21.9 (1.9)	21.5 (1.5)	0.1	21.1 (1.9)	21 (1.7)	0.7
RF	Tc	31.3 (5.4)	27.3 (3)	<0.001	28.7 (4.7)	27 (2.9)	0.01
	Ts	93.4 (51.2)	96.4 (65.3)	0.8	101.6 (60.8)	85.2 (67.7)	0.2
	Tr	55.9 (46.1)	60.6 (60)	0.7	64.5 (54)	38.2 (45.2)	0.008
	Dm	9.8 (2.6)	9.3 (2.3)	0.2	9.3 (3)	8.6 (2.8)	0.1
	Td	24.3 (2.3)	23.6 (2.1)	0.06	23.7 (2)	23.6 (2.5)	0.7
ST	Tc	37 (6.9)	34.6 (5.2)	0.03	34.6 (6.2)	34.6 (6)	1
	Ts	166.6 (30.5)	171.9 (32.6)	0.2	172.8 (30)	172.5 (32)	0.9
	Tr	88.7 (31.3)	89.6 (31.7)	0.8	92.7 (36.6)	92.1 (40.4)	0.9
	Dm	10.8 (4.1)	10.2 (3.3)	0.2	10.7 (3.7)	10 (3.3)	0.09
	Td	24.7 (4.2)	24.8 (4.4)	0.9	23.7 (2)	23.8 (2)	0.7
BF	Tc	29.1 (7.9)	24.8 (4.9)	0.001	26.7 (6.7)	23.7 (3.9)	0.005
	Ts	199.2 (43.7)	211.7 (36.9)	0.07	207 (32)	204.4 (41.6)	0.6
	Tr	72.6 (30.8)	74.1 (47.5)	0.8	74 (32.3)	62.7 (32.1)	0.1
	Dm	7.5 (3.5)	4.4 (1.7)	<0.001	6.8 (3.4)	5 (2.9)	0.003
	Td	22.4 (2)	22 (1.8)	0.1	22.2 (1.9)	21.5 (1.9)	0.04
GM	Tc	23.5 (3)	22.6 (2.1)	0.01	22.9 (3.2)	22.5 (1.9)	0.2
	Ts	157.5 (60.3)	183 (34.6)	0.01	193.8 (42.3)	182 (48.3)	0.2
	Tr	71.3 (57.7)	80.1 (48)	0.4	71.5 (52.7)	71.4 (53.9)	0.9
	Dm	3.8 (1.2)	3.6 (1.2)	0.3	3.7 (1.4)	3.5 (1)	0.4
	Td	20 (1.4)	20.3 (1.6)	0.2	20.3 (2)	20 (1.5)	0.4
GL	Tc	21.6 (3)	21.5 (2.9)	0.8	21.3 (2.3)	20.6 (3.8)	0.2
	Ts	205.3 (27.2)	204.6 (28.1)	0.8	200.3 (23.3)	199.6 (33.1)	0.9
	Tr	52.2 (26.7)	40.1 (15.9)	0.008	40.6 (16.2)	41.6 (15.1)	0.7
	Dm	4.1 (1.4)	3.6 (1.3)	0.06	4 (1.4)	3.8 (1)	0.2
	Td	18.5 (1.8)	17.9 (1.7)	0.03	18.4 (1.5)	18.4 (1.6)	0.9

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, biceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral; Tc, tiempo de contracción; Ts, tiempo de mantenimiento; Tr, tiempo de relajación; Dm, desplazamiento máximo; Td, tiempo de latencia

†Todos los valores en ms, excepto Dm expresado en mm.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)



**Tabla 8.** Comparación de las diferencias pre-postoperatorias de la pierna lesionada y no lesionada.

Músculo	TMG <sup>†</sup>	Diferencia pre-postoperatoria		Valor-p
		Rodilla lesionada *	Rodilla no lesionada	
VM	Tc	0.74 (2.8)	-0.01 (2.2)	0.1
	Ts	-5.1 (38.4)	-0.3 (38.3)	0.5
	Tr	-32.1 (65.3)	-12.8 (48.9)	0.1
	Dm	-0.45 (2.2)	0.2 (2.1)	0.1
	Td	0.44 (2.2)	0.2 (1.3)	0.5
VL	Tc	1.4 (3.5)	0.6 (3.8)	0.2
	Ts	21.8 (50.1)	18.9 (38.1)	0.7
	Tr	16.4 (44)	15.4 (32.6)	0.9
	Dm	-0.2 (2)	0.4 (1.9)	0.2
	Td	0.4 (1.6)	0.1 (2)	0.4
RF	Tc	3.9 (5)	1.7 (4.3)	0.01
	Ts	-3 (83)	16.3 (82.8)	0.2
	Tr	-4.6 (74.7)	26.3 (59.4)	0.03
	Dm	0.5 (2.5)	0.7 (2.9)	0.6
	Td	0.7 (2.2)	0.1 (2.1)	0.2
ST	Tc	2.3 (6.6)	0.1 (6.7)	0.04
	Ts	-5.3 (26)	0.33 (24.7)	0.3
	Tr	-0.9 (35.9)	0.6 (41.7)	0.8
	Dm	0.6 (3.2)	0.7 (2.6)	0.8
	Td	-0.05 (2.6)	-0.1 (1.6)	0.9
BF	Tc	4.3 (7.4)	2.9 (6.1)	0.2
	Ts	-12.5 (43.8)	2.5 (39.9)	0.09
	Tr	-1.5 (54.4)	11.2 (43.6)	0.2
	Dm	3 (3.6)	1.7 (3.5)	0.02
	Td	0.4 (1.6)	0.7 (2.2)	0.3
GM	Tc	0.8 (2.2)	0.4 (2.6)	0.3
	Ts	-25.6 (63.1)	11.7 (58.1)	0.01
	Tr	-8.8 (76)	0.1 (68.3)	0.5
	Dm	0.2 (1.4)	0.1 (1.4)	0.8
	Td	-0.3 (1.8)	0.25 (1.9)	0.1
GL	Tc	0.1 (3.1)	0.7 (3.6)	0.4
	Ts	0.7 (30.1)	0.7 (35.9)	0.9
	Tr	12 (27.3)	-0.9 (22.3)	0.01
	Dm	0.4 (1.6)	0.25 (1.4)	0.4
	Td	0.6 (1.6)	-0.02 (1.4)	0.07

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, biceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral; Tc, tiempo de contracción; Ts, tiempo de mantenimiento; Tr, tiempo de relajación; Dm, desplazamiento máximo; Td, tiempo de latencia.

†Todos los valores en ms, excepto Dm expresado en mm.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

**Tabla 9.** Comparación de la simetría de los valores TMG de los músculos y la relación agonistas-antagonistas preoperatorias y postoperatorias

Parámetro (%)	Preoperatorio *	Postoperatorio *	Valor-p
Simetría VM	90.2 (6.5)	93 (3)	0.02
Simetría VL	86 (1.7)	89.5 (5.5)	0.002
Simetría RF	85.5 (6.1)	88.2 (5.8)	0.01
Simetría ST	87.9 (8.5)	89 (6.7)	0.3
Simetría BF	85.5 (9.6)	86.4 (9.2)	0.6
Simetría GM	88.3 (5.4)	91.5 (4.1)	0.004
Simetría GL	89.8 (4.9)	90 (6.3)	0.8
Tendón Aquiles GL/GM lesionado	87 (7.1)	88.6 (7.3)	0.2
Tendón Aquiles GL/GM no lesionado	89.3 (6.6)	90.1 (6.1)	0.5
Tendón rotuliano VM/VL lesionado	86.3 (5.1)	86.9 (4.2)	0.4
Tendón rotuliano VM/VL no lesionado	86.2 (5)	86.3 (4)	0.8
Rodilla (VM-VL-RF)/BF lesionada	77.9 (8.9)	83.6 (7.9)	0.004
Rodilla (VM-VL-RF)/BF no lesionada	80.4 (9.5)	85.1 (7.5)	0.008
Pierna (VM-VL)/(GM-GL) lesionada	86.6 (6.7)	87.9 (5)	0.2
Pierna(VM-VL)/(GM-GL) no lesionada	87.7 (6.1)	88.4 (5.2)	0.5

**Abreviaturas:** TMG, tensiomiografía; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; RF, recto femoral; ST, semitendinoso; BF, biceps femoral; GM, gastrocnemio medial; GL, gastrocnemio lateral.

\*Valores expresados en media (desviación estándar)

## Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players

Pedro Alvarez-Diaz · Eduard Alentorn-Geli · Silvia Ramon · Miguel Marin · Gilbert Steinbacher · Marta Rius · Roberto Seijas · Jordi Ballester · Ramon Cugat

Received: 9 March 2014 / Accepted: 1 July 2014  
© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2014

### Abstract

**Purpose** To investigate the effects of anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction on mechanical and contractile properties of the skeletal muscles of the lower extremities in soccer players through tensiomyography (TMG).

**Methods** All soccer players with acute ACL tear included underwent resting TMG assessment of muscles of both lower extremities before and 1 year after ACL reconstruction. The muscles assessed were vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF), gastrocnemius medialis (GM),

and gastrocnemius lateralis (GL). The TMG parameters obtained for each muscle were maximal displacement ( $D_m$ ), delay time ( $T_d$ ), contraction time ( $T_c$ ), sustained time ( $T_s$ ), and half-relaxation time ( $T_r$ ).

**Results** The injured leg had a significant decrease in VL- $T_c$ , ST- $T_c$ , GM- $T_c$ , GL- $T_r$ , and GL- $T_d$ , and a significant increase in VM- $T_r$  and GM- $T_s$  in the postoperative compared to preoperative period. The non-injured leg demonstrated significant preoperative–postoperative changes in the VL, RF, and BF, but not in VM, ST, GM, and GL. The magnitude of preoperative–postoperative differences in the injured leg was significantly higher in RF- $T_c$ , ST- $T_c$ , BF- $D_m$ , and GL- $T_r$ , but lower in RF- $T_r$  and GM- $T_s$ , compared to the non-injured leg. Both groups improved their symmetry between the quadriceps and hamstring muscle groups in both sides.

**Conclusions** The quadriceps muscles improved their resistance to fatigue and contraction velocity in both sides, and the hamstring muscles improved their contraction velocity and muscle tone in both sides as well. Improvements in contraction velocity and muscle tone were more evident in the quadriceps and hamstrings of the injured compared to the uninjured side. In addition, the intervention increased the percentage of symmetry between both sides in the TMG of the quadriceps muscles and the balance between ACL-agonist (hamstrings) and ACL-antagonist (quadriceps) muscle groups in both sides. This study shows how ACL reconstruction (and subsequent rehabilitation) can positively impact neuromuscular characteristics of the quadriceps and hamstrings.

**Level of evidence** Therapeutic, Level II.

**Keywords** Tensiomyography · Neuromuscular · ACL reconstruction · Soccer players

P. Alvarez-Diaz (✉) · G. Steinbacher · M. Rius · R. Cugat  
Mutualidad de Futbolistas, Federación Española de Fútbol,  
Delegación Cataluña, Barcelona, Spain  
e-mail: dr.pedroalvarezdiaz@gmail.com

P. Alvarez-Diaz · S. Ramon · R. Seijas · R. Cugat  
Fundación García-Cugat, Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · R. Seijas · R. Cugat  
Department of Orthopaedic Surgery, Hospital Quirón, Plaza  
Alfonso Comín 5-7, 08023 Barcelona, Spain

P. Alvarez-Diaz · S. Ramon · R. Seijas  
Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona, Spain

E. Alentorn-Geli  
Department of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Parc  
de Salut Mar, Hospital del Mar & Hospital de l'Esperança,  
Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Barcelona, Spain

S. Ramon · M. Marin  
Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Hospital  
Quirón, Barcelona, Spain

J. Ballester  
Department of Surgery, Universitat Autònoma de Barcelona  
(UAB), Barcelona, Spain

## Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are one of the most common severe injuries in soccer [1, 2]. The investigation of neuromuscular characteristics or changes after ACL reconstruction has been widely investigated in the last years [6, 7, 9–12, 16–20, 27, 31]. These studies have focused on the assessment of muscle strength [7, 9, 17], electromyography [7, 9, 10, 12, 16, 19, 20, 27, 31], baropodometry [9], and balance control-proprioception [6, 18]. However, some of these studies have not used a prospective, longitudinal, controlled, and preop–postop design to investigate the effects of ACL reconstruction on neuromuscular characteristics [9, 18, 19]. In addition, most of them have not involved a population of soccer players.

Tensiomyography (TMG) is a non-invasive method developed to assess skeletal muscle mechanical and contractile properties in response to electrical stimuli [23]. This method provides information about muscle stiffness, contraction velocity, type of predominant skeletal muscle fibres, or muscle fatigue [21, 23]. TMG has demonstrated good-to-excellent inter-observer, intra-session, and between-day reliability for vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), and biceps femoris (BF) [8, 21, 28, 29]. However, the effects of ACL reconstruction on TMG-based mechanical and contractile characteristics of the skeletal muscles of the lower extremity in soccer players have not been previously investigated.

The purpose of this study was to investigate the effects of ACL reconstruction on TMG-based mechanical and contractile characteristics of the skeletal muscles of the lower extremity in soccer players.

## Materials and methods

A prospective, pre–post, within-group, comparative study was conducted to assess the neuromuscular changes of the lower extremity in competitive soccer players after ACL reconstruction. All consecutive patients attending at the Mutuality of Futbolistas, Federación Española de Fútbol (Delegación Cataluña) with ACL tear confirmed by both physical exam and magnetic resonance imaging between 2011 and 2012 were approached for eligibility. Only male patients with primary ACL tear without concomitant major injuries were considered for inclusion in this study. Patients were excluded if they had contralateral ACL tear, major contralateral side injury or surgery, or minor contralateral knee injury or surgery in the last year.

Forty competitive soccer players were finally included in this study. The mean (standard deviation) for demographic characteristics was age 22.3 (6.9) years, height 1.75 (0.1) m, weight 71.7 (7.7) kg, and body mass index 23.3 (2.5). The

Tegner activity level of the soccer players included in this study was 9. All patients included in this study underwent ACL reconstruction by the senior surgeons (PAD, GS, and RC). All patients were operated with the use of the bone-patellar tendon-bone autograft, through the single-bundle, anatomic reconstruction with drilling of the femoral tunnel through the anteromedial portal. The surgical technique employed in this study has been previously reported in more detail [5]. The rehabilitation protocol for primary ACL tears undergoing ACL reconstruction was standardized for all patients at our Institution. Before surgery, and after the ACL injury, all patients underwent assessment of the neuromuscular status of the lower extremity through TMG in both the injured and non-injured side, which served as a control group. The same measurements were repeated 1 year after surgery in both sides. The values of neuromuscular assessment were compared in three conditions: preoperative versus postoperative in the injured side, preoperative versus postoperative in the non-injured side, and difference between preoperative and postoperative measurements in the injured versus non-injured side.

The TMG was employed as a non-invasive method to assess the neuromuscular status, specifically the muscular mechanical and contractile properties [23]. This method uses a portable device that produces an electrical stimulus applied percutaneously that produces a muscular contraction detected by a digital transducer applied above the muscle belly [30]. The parameters obtained in this study were as follows: (1) maximal displacement ( $D_m$ ): radial movement of the muscle belly expressed in mm; (2) delay time ( $T_d$ ), also known as reaction or activation time: time between the initiation and 10 % of maximal muscle displacement; (3) contraction time ( $T_c$ ): time between 10 and 90 % of maximal muscle displacement; (4) sustained time ( $T_s$ ): time between 50 % of maximal muscle displacement and 50 % of relaxation (time in which muscle response remains >50 % of  $D_m$ ); and (5) half-relaxation time ( $T_r$ ): time between 10 and 50 % of muscle relaxation (time in which the muscle response decreases from 90 to 50 % of  $D_m$ ). All of these parameters were obtained for the following muscles of both legs: VM, VL, RF, semitendinosus (ST), BF, gastrocnemius medialis (GM), and gastrocnemius lateralis (GL). Additionally, the percentage of symmetry between both sides for each muscle (mean of all TMG parameters for a certain muscle divided by same value for the contralateral muscle multiplied by 100) was calculated. Other parameters obtained from the TMG were as follows: (1) the ratio between the mean symmetry of GL and GM (achilles tendon: GL/GM) for each side; (2) the ratio between the mean symmetry of VM and VL (patellar tendon: VM/VL) for each side; (3) the ratio between mean symmetry of VM–VL–RF and BF [knee: (VM–VL–RF)/BF] for each side; and (4) the ratio between mean



symmetry of VM–VL and GM–GL [leg: (VM–VL)/(GM–GL)] for each side. All measurements were obtained at rest in the supine position for the VM, VL, and RF, and in the prone position for the rest of muscle groups. For the supine position, a foam cushion was employed to keep the knee joint with a fixed angle of 60° of knee flexion [21]. The radial muscle displacement was measured perpendicular to the muscle belly with a digital transducer Dc-Dc Trans-Tek® (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia). The measurement protocol has been previously described [3, 4] and was based on Rey et al. [21]. The same researcher, who had experience with TMG, took all measurements. All players were instructed to come for measurements in the following conditions [21]: (1) resting, with no previous strenuous exercise in 48 h; (2) no intake of energy drinks or supplements in the previous 48 h; (3) no alcohol or caffeine at least 3 h before measurements; and (4) no foot intake at least 2 h before measurements. The anatomic location of the sensors was standardized for all patients and was based on Delagi et al. [13]. The self-adhesive electrodes (TMG electrodes, TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) were placed equidistant to the measuring point, proximal (anode) and distal (cathode) to the sensor. Electrical stimulation was applied through a TMG-100 System electrostimulator (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenia) with a pulse of 1 ms and an initial amplitude of 50 mA. For each test, amplitude was progressively increased by 10 mA increments until there was no further increase in  $D_m$  or maximal stimulator output (110 mA). All muscles were tested twice: the first one to assure appropriate functioning of the TMG, and the second one was taken as the definitive value. TMG has demonstrated excellent reliability, with intra-class correlation coefficient test–retest values between 0.8 and 0.9 for  $D_m$ ,  $T_d$ ,  $T_c$ ,  $T_s$ , and  $T_r$  of VM, VL, RF, and BF. All patients gave consent to participate in this study, which received Institutional Review Board approval (Fundació Unió Catalana d'Hospitals, ID number CEIC 11/63).

#### Statistical analysis

Descriptive statistics were used to summarize all demographic characteristics and outcomes. A paired  $t$  test was employed to compare preoperative and postoperative values of TMG for the injured and non-injured sides. An unpaired  $t$  test was used to compare preoperative-to-postoperative differences in TMG between the injured and non-injured sides. A sample size calculation was conducted based on preliminary results involving 10 patients (data collected for both lower extremities in each patient). This calculation was performed for each of the comparisons conducted in this study. The minimum sample size considered for the whole study was obtained from the comparison that elicited the highest value of sample size. These values

corresponded to the  $T_c$  for time-related parameters and  $D_m$  for distance-related parameter, both for the preoperative–postoperative comparison in the injured side. Considering a power of 80 % to detect statistically significant differences in the hypothesis testing through a two-tailed paired  $t$  test with an  $\alpha$  level of 0.05, and assuming a difference in the means of preoperative and postoperative values in the injured side for the  $T_c$  of 1.6 ms, and a standard deviation of the preoperative period of 3.5 ms, 38 patients were needed. For  $D_m$ , considering the same premises, and assuming a difference in the means of preoperative and postoperative values in the injured side of 0.7 mm, and a standard deviation of the preoperative period of 1.5 mm, 37 patients were needed. All statistical analyses were conducted using the SPSS v.19 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA). The  $\alpha$  level was set at 0.05.

#### Results

Table 1 shows the comparison between preoperative and postoperative modifications of TMG for all muscles of both the injured and non-injured limb. Table 2 shows the comparison of the preoperative-to-postoperative differences in TMG of all muscles of the injured and non-injured side. In addition to individual TMG values of all muscles, the percentage of symmetry between the injured and non-injured side for all muscles was calculated (Table 3). Also, the ratio between TMG values of agonist muscles for both limbs and the ratio of agonist–antagonist muscles for both limbs were calculated (Table 3). As a summary, (1) all muscle groups demonstrated significant preoperative–postoperative changes in at least one of the TMG variables in the injured leg; (2) the non-injured leg demonstrated significant preoperative–postoperative changes in the VL, RF, and BF, but not in VM, ST, GM, and GL; (3) some TMG parameters (VL– $T_s$ , VL– $T_r$ , RF– $T_c$ , BF– $T_c$ , and BF– $D_m$ ) significantly decreased in the postoperative compared to preoperative period in both sides; (4) some TMG parameters (VL– $T_c$ , ST– $T_c$ , GM– $T_c$ , GL– $T_r$ , and GL– $T_d$ ) significantly decreased and others (VM– $T_r$  and GM– $T_s$ ) significantly increased in the postoperative period in the injured side; (5) some parameters (RF– $T_r$  and BF– $T_d$ ) significantly decreased in the postoperative measurement in the uninjured side only; (6) the magnitude of preoperative–postoperative differences in the injured leg was significantly higher in RF– $T_c$ , ST– $T_c$ , BF– $D_m$ , and GL– $T_r$ , but lower in RF– $T_r$  and GM– $T_s$ , compared to the non-injured leg; (7) the percentage of symmetry between both lower extremities was significantly higher postoperatively in VM, VL, RF, and GM compared to preoperative values; and (8) both groups improved their symmetry between ACL-antagonist (quadriceps) and ACL-agonist (hamstrings) muscle groups in both sides.

**Table 1** Comparison of preoperative and postoperative tensiomyographic characteristics between injured and uninjured sides

Muscle	TMG <sup>a</sup>	Injured side			Non-injured side		
		Preop <sup>b</sup>	Postop <sup>b</sup>	<i>p</i> value	Preop <sup>b</sup>	Postop <sup>b</sup>	<i>p</i> value
VM	<i>T<sub>c</sub></i>	23.9 (3)	23.2 (2)	n.s.	22.7 (2)	22.7 (1.8)	n.s.
	<i>T<sub>s</sub></i>	173.9 (23.6)	179 (37)	n.s.	175.9 (35.8)	176.3 (39)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	<b>80 (56)</b>	<b>112.1 (50)</b>	<b>0.004</b>	88.5 (52.5)	101.3 (55.1)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	8.1 (2.1)	8.6 (1.6)	n.s.	8.5 (2.1)	8.3 (1.7)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	21.4 (2.1)	20.9 (1.3)	n.s.	21 (1.2)	20.7 (1)	n.s.
VL	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>24.6 (3.8)</b>	<b>23.1 (1.9)</b>	<b>0.01</b>	23.2 (3.6)	22.6 (2.5)	n.s.
	<i>T<sub>s</sub></i>	<b>63.2 (42)</b>	<b>41.5 (24)</b>	<b>0.01</b>	<b>56.8 (35.4)</b>	<b>38 (24.7)</b>	<b>0.003</b>
	<i>T<sub>r</sub></i>	<b>34 (35)</b>	<b>17.7 (22.5)</b>	<b>0.02</b>	<b>30.1 (29.2)</b>	<b>14.7 (22.5)</b>	<b>0.005</b>
	<i>D<sub>m</sub></i>	6.2 (2)	6.2 (1.6)	n.s.	5.9 (1.8)	5.5 (1.4)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	21.9 (1.9)	21.5 (1.5)	n.s.	21.1 (1.9)	21 (1.7)	n.s.
RF	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>31.3 (5.4)</b>	<b>27.3 (3)</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>28.7 (4.7)</b>	<b>27 (2.9)</b>	<b>0.01</b>
	<i>T<sub>s</sub></i>	93.4 (51.2)	96.4 (65.3)	n.s.	101.6 (60.8)	85.2 (67.7)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	55.9 (46.1)	60.6 (60)	n.s.	<b>64.5 (54)</b>	<b>38.2 (45.2)</b>	<b>0.008</b>
	<i>D<sub>m</sub></i>	9.8 (2.6)	9.3 (2.3)	n.s.	9.3 (3)	8.6 (2.8)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	<b>24.3 (2.3)</b>	<b>23.6 (2.1)</b>	<b>0.06</b>	23.7 (2)	23.6 (2.5)	n.s.
ST	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>37 (6.9)</b>	<b>34.6 (5.2)</b>	<b>0.03</b>	34.6 (6.2)	34.6 (6)	n.s.
	<i>T<sub>s</sub></i>	166.6 (30.5)	171.9 (32.6)	n.s.	172.8 (30)	172.5 (32)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	88.7 (31.3)	89.6 (31.7)	n.s.	92.7 (36.6)	92.1 (40.4)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	10.8 (4.1)	10.2 (3.3)	n.s.	10.7 (3.7)	10 (3.3)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	24.7 (4.2)	24.8 (4.4)	n.s.	23.7 (2)	23.8 (2)	n.s.
BF	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>29.1 (7.9)</b>	<b>24.8 (4.9)</b>	<b>0.001</b>	<b>26.7 (6.7)</b>	<b>23.7 (3.9)</b>	<b>0.005</b>
	<i>T<sub>s</sub></i>	199.2 (43.7)	211.7 (36.9)	n.s.	207 (32)	204.4 (41.6)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	72.6 (30.8)	74.1 (47.5)	n.s.	74 (32.3)	62.7 (32.1)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	<b>7.5 (3.5)</b>	<b>4.4 (1.7)</b>	<b>&lt;0.001</b>	<b>6.8 (3.4)</b>	<b>5 (2.9)</b>	<b>0.003</b>
	<i>T<sub>d</sub></i>	22.4 (2)	22 (1.8)	n.s.	<b>22.2 (1.9)</b>	<b>21.5 (1.9)</b>	<b>0.04</b>
GM	<i>T<sub>c</sub></i>	<b>23.5 (3)</b>	<b>22.6 (2.1)</b>	<b>0.01</b>	22.9 (3.2)	22.5 (1.9)	n.s.
	<i>T<sub>s</sub></i>	<b>157.5 (60.3)</b>	<b>183 (34.6)</b>	<b>0.01</b>	193.8 (42.3)	182 (48.3)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	71.3 (57.7)	80.1 (48)	n.s.	71.5 (52.7)	71.4 (53.9)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	3.8 (1.2)	3.6 (1.2)	n.s.	3.7 (1.4)	3.5 (1)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	20 (1.4)	20.3 (1.6)	n.s.	20.3 (2)	20 (1.5)	n.s.
GL	<i>T<sub>c</sub></i>	21.6 (3)	21.5 (2.9)	n.s.	21.3 (2.3)	20.6 (3.8)	n.s.
	<i>T<sub>s</sub></i>	205.3 (27.2)	204.6 (28.1)	n.s.	200.3 (23.3)	199.6 (33.1)	n.s.
	<i>T<sub>r</sub></i>	<b>52.2 (26.7)</b>	<b>40.1 (15.9)</b>	<b>0.008</b>	40.6 (16.2)	41.6 (15.1)	n.s.
	<i>D<sub>m</sub></i>	4.1 (1.4)	3.6 (1.3)	n.s.	4 (1.4)	3.8 (1)	n.s.
	<i>T<sub>d</sub></i>	<b>18.5 (1.8)</b>	<b>17.9 (1.7)</b>	<b>0.03</b>	18.4 (1.5)	18.4 (1.6)	n.s.

Bold values indicate statistically significant (*p* value)

TMG tensiomyography, preop preoperative, postop postoperative, VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, GM gastrocnemius medialis, GL gastrocnemius lateralis, *T<sub>c</sub>* contraction time, *T<sub>s</sub>* sustained time, *T<sub>r</sub>* relaxation time, *D<sub>m</sub>* maximal displacement, *T<sub>d</sub>* delay time

<sup>a</sup> All values in ms, except *D<sub>m</sub>*, which is provided in mm

<sup>b</sup> Values expressed as mean (SD)

**Discussion**

The principal findings of this study were that quadriceps and hamstrings improved their neuromuscular characteristics (resistance to fatigue, contraction velocity, and muscle tone) after ACL reconstruction, with predominant improvements in the operated compared to the non-injured lower extremity. In addition, the intervention improved the balance between ACL-agonist (hamstrings) and ACL-antagonist (quadriceps) muscle groups in both sides.

To the best of our knowledge, there are only four studies that have employed TMG to assess the mechanical

and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity in soccer players [14, 21–23]. However, none of these studies have used this assessment method to investigate the effects of ACL reconstruction on their muscles of the lower limbs. In contrast, they have employed TMG to assess the effects of cold water exposure [14], recovery interventions (after training sessions) [22], playing position [21], and different types of training [23] on mechanical and contractile properties of skeletal muscles of the lower extremity. The results reported by Rey et al. [21] involving the RF and BF may be used as population norm values for soccer players, but it should be taken into account that



**Table 2** Comparison of preoperative–postoperative differences in tensiomyographic characteristics between injured and uninjured sides

Muscle	TMG <sup>a</sup>	Preoperative–postoperative differences		<i>p</i> value
		Injured side <sup>b</sup>	Uninjured side <sup>b</sup>	
VM	$T_c$	0.74 (2.8)	−0.01 (2.2)	n.s.
	$T_s$	−5.1 (38.4)	−0.3 (38.3)	n.s.
	$T_r$	−32.1 (65.3)	−12.8 (48.9)	n.s.
	$D_m$	−0.45 (2.2)	0.2 (2.1)	n.s.
	$T_d$	0.44 (2.2)	0.2 (1.3)	n.s.
VL	$T_c$	1.4 (3.5)	0.6 (3.8)	n.s.
	$T_s$	21.8 (50.1)	18.9 (38.1)	n.s.
	$T_r$	16.4 (44)	15.4 (32.6)	n.s.
	$D_m$	−0.2 (2)	0.4 (1.9)	n.s.
	$T_d$	0.4 (1.6)	0.1 (2)	n.s.
RF	$T_c$	<b>3.9 (5)</b>	<b>1.7 (4.3)</b>	<b>0.01</b>
	$T_s$	−3 (83)	16.3 (82.8)	n.s.
	$T_r$	<b>−4.6 (74.7)</b>	<b>26.3 (59.4)</b>	<b>0.03</b>
	$D_m$	0.5 (2.5)	0.7 (2.9)	n.s.
	$T_d$	0.7 (2.2)	0.1 (2.1)	n.s.
ST	$T_c$	<b>2.3 (6.6)</b>	<b>0.1 (6.7)</b>	<b>0.04</b>
	$T_s$	−5.3 (26)	0.33 (24.7)	n.s.
	$T_r$	−0.9 (35.9)	0.6 (41.7)	n.s.
	$D_m$	0.6 (3.2)	0.7 (2.6)	n.s.
	$T_d$	−0.05 (2.6)	−0.1 (1.6)	n.s.
BF	$T_c$	4.3 (7.4)	2.9 (6.1)	n.s.
	$T_s$	−12.5 (43.8)	2.5 (39.9)	n.s.
	$T_r$	−1.5 (54.4)	11.2 (43.6)	n.s.
	$D_m$	<b>3 (3.6)</b>	<b>1.7 (3.5)</b>	<b>0.02</b>
	$T_d$	0.4 (1.6)	0.7 (2.2)	n.s.
GM	$T_c$	0.8 (2.2)	0.4 (2.6)	n.s.
	$T_s$	<b>−25.6 (63.1)</b>	<b>11.7 (58.1)</b>	<b>0.01</b>
	$T_r$	−8.8 (76)	0.1 (68.3)	n.s.
	$D_m$	0.2 (1.4)	0.1 (1.4)	n.s.
	$T_d$	−0.3 (1.8)	0.25 (1.9)	n.s.
GL	$T_c$	0.1 (3.1)	0.7 (3.6)	n.s.
	$T_s$	0.7 (30.1)	0.7 (35.9)	n.s.
	$T_r$	<b>12 (27.3)</b>	<b>−0.9 (22.3)</b>	<b>0.01</b>
	$D_m$	0.4 (1.6)	0.25 (1.4)	n.s.
	$T_d$	0.6 (1.6)	−0.02 (1.4)	n.s.

Bold values indicate statistically significant (*p* value)

TMG tensiomyography, VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, GM gastrocnemius medialis, GL gastrocnemius lateralis,  $T_c$  contraction time,  $T_s$  sustained time,  $T_r$  relaxation time,  $D_m$  maximal displacement,  $T_d$  delay time

<sup>a</sup> All values in ms, except  $D_m$  which is provided in mm

<sup>b</sup> Values expressed as mean (SD). A negative value indicates a decrease in the postoperative compared to preoperative period and vice versa

their sample was composed of professional (Tegner score 10) soccer players.

In general, the present sample demonstrated that the muscles evaluated were predominantly fast-twitch type, as all values of  $T_c$  were below 30 ms (except in ST). The ACL reconstruction predominantly increased the ability of VL, ST, GM, and GL to rapidly generate force during contractions (decrease in  $T_c$  or  $T_d$ ) compared to the non-injured side. When comparing the differences between both measurements (Table 2) in both groups, the ACL reconstruction group had a significantly higher decrease in  $T_c$  (increase in capacity to rapidly generate force during contraction) in the RF and ST compared to the uninjured side. This may translate an increase in the number and recruitment of fast-twitch muscle fibres in both muscles.

The VM- $T_r$  in the injured side significantly increased in the postoperative period but not in the uninjured side, which may indicate that this muscle reaches fatigue status earlier in the injured compared to the uninjured side [21]. In contrast, the GL in the injured side demonstrated a greater resistance to fatigue (decreased  $T_r$ ) in the postoperative compared to the preoperative measurement, whereas the uninjured side showed no significant differences in this parameter. Surprisingly, the non-injured side demonstrated a decrease in RF- $T_r$ , whereas the injured side showed an increase in this parameter between both evaluated periods (Table 2). Therefore, the RF of the uninjured side exhibited a greater resistance to fatigue status compared to the injured side.

The muscle stiffness (or muscle tone) was not modified in most of the parameters in either side. Only the BF demonstrated a significant decrease in  $D_m$  in both sides (Table 1), although the decrease was significantly greater in the injured compared to uninjured side (Table 2). Low values of  $D_m$  represent increased muscle stiffness, whereas high  $D_m$  indicates lack of muscle tone [21, 30]. Therefore, the muscle stiffness (muscle tone) of the BF was significantly increased in the injured compared to uninjured side. This may be a consequence of rehabilitation, but the role of the ACL reconstruction is evident considering that a painful and ACL-deficient knee may be more prone to atrophy than increase in muscle tone [15]. As a consequence, knee stabilization is a prior step before an increase in muscle tone can be expected from rehabilitation. The significant decrease in several TMG parameters in the postoperative compared to preoperative measurement in both groups (VL- $T_s$ , VL- $T_r$ , RF- $T_c$ , BF- $T_c$ , and BF- $D_m$ ) indicates that the ACL reconstruction along with the rehabilitation associated with it produces changes in the skeletal muscle contractile and mechanical properties of both lower extremities. Specifically, the VL becomes more

**Table 3** Comparison of tensiomyographic symmetry, muscle agonists, and agonist–antagonist muscles in preoperative and follow-up of both sites in soccer players

Parameter (%)	Preoperative <sup>a</sup>	Postoperative <sup>a</sup>	<i>p</i> value
Symmetry VM	<b>90.2 (6.5)</b>	<b>93 (3)</b>	<b>0.02</b>
Symmetry VL	<b>86 (1.7)</b>	<b>89.5 (5.5)</b>	<b>0.002</b>
Symmetry RF	<b>85.5 (6.1)</b>	<b>88.2 (5.8)</b>	<b>0.01</b>
Symmetry ST	87.9 (8.5)	89 (6.7)	n.s.
Symmetry BF	85.5 (9.6)	86.4 (9.2)	n.s.
Symmetry GM	<b>88.3 (5.4)</b>	<b>91.5 (4.1)</b>	<b>0.004</b>
Symmetry GL	89.8 (4.9)	90 (6.3)	n.s.
Achilles tendon GL/GM injured	87 (7.1)	88.6 (7.3)	n.s.
Achilles tendon GL/GM non-injured	89.3 (6.6)	90.1 (6.1)	n.s.
Patellar tendon VM/VL injured	86.3 (5.1)	86.9 (4.2)	n.s.
Patellar tendon VM/VL non-injured	86.2 (5)	86.3 (4)	n.s.
Knee (VM–VL–RF)/BF injured	<b>77.9 (8.9)</b>	<b>83.6 (7.9)</b>	<b>0.004</b>
Knee (VM–VL–RF)/BF non-injured	<b>80.4 (9.5)</b>	<b>85.1 (7.5)</b>	<b>0.008</b>
Leg (VM–VL)/(GM–GL) injured	86.6 (6.7)	87.9 (5)	n.s.
Leg (VM–VL)/(GM–GL) non-injured	87.7 (6.1)	88.4 (5.2)	n.s.

Bold values indicate statistically significant (*p* value)

VM vastus medialis, VL vastus lateralis, RF rectus femoris, ST semitendinosus, BF biceps femoris, GM gastrocnemius medialis, GL gastrocnemius lateralis

<sup>a</sup> Values are mean (SD)

resistant to fatigue status (decrease in  $T_r$ ), and the RF and BF increase the contraction velocity (decrease in  $T_c$ ), thus maybe demonstrating an increase in the recruitment of fast-twitch muscle fibres [21]. The beneficial influence of ACL reconstruction (and rehabilitation) on skeletal muscles of both legs is also demonstrated by the significant increase in the percentage of injured–uninjured symmetry in the postoperative compared to preoperative period in TMG parameters for VM, VL, RF, and GM (Table 3). Interestingly, the symmetry in the balance between knee extensors and flexors significantly improved in the postoperative period in both sides. Therefore, ACL reconstruction (and rehabilitation) enhances the balance between ACL-agonist and ACL-antagonist muscle groups.

This study has some limitations. First, the injured side underwent ACL reconstruction and rehabilitation, so it is not possible to isolate the independent effect of each one in the present study. Moreover, although the rehabilitation is intended to improve the operated side, it also has effects on the healthy lower extremity. However, a comparative

group of patients with ACL injuries undergoing conservative treatment with rehabilitation may have had ethical concerns given that the gold standard of treatment for this injury in the young athlete is the ACL reconstruction [24–26]. Second, the effects of ACL injury and reconstruction on the healthy contralateral side may not be negligible. Third, the study did not differentiate in the statistical analysis the position of the soccer players during the game. Rey et al. [21] demonstrated some differences in TMG values depending on the type of predominant tasks to be developed during the games (player position). In addition, the leg dominance was not considered in the comparative analysis. The investigation of dominant–non-dominant side-to-side differences in TMG values needs further research. Fourth, this study was conducted in static conditions, which may not be applied to dynamic in-field situations.

The benefit of ACL reconstruction on knee stability (static stabilizers) has been well documented. This study demonstrates that ACL reconstruction (and subsequent rehabilitation) can also improve dynamic stabilizers, i.e. neuromuscular characteristics, which would further protect the reconstructed ligament and the knee in general. Thus, improved contraction velocity and muscle tone of ACL-agonist muscles (hamstrings) would be protective for the ACL. In addition, the surgery would allow for a better neuromuscular symmetry and agonist–antagonist muscle balance between muscles of both sides, which would further protect the athlete.

## Conclusions

The ACL reconstruction and subsequent rehabilitation modified the TMG values of skeletal muscles of both lower extremities. Essentially, the quadriceps muscles improved their resistance to fatigue and contraction velocity in both sides, and the hamstring muscles improved their contraction velocity and muscle tone in both sides as well. Improvements in contraction velocity and muscle tone were more evident in the quadriceps and hamstrings of the injured compared to the uninjured side. Changes in gastrocnemius contraction velocity and resistance to fatigue were only evident in the injured side. In addition, the intervention increased the percentage of symmetry between both sides in the TMG of the quadriceps muscles and the balance between ACL-agonist (hamstrings) and ACL-antagonist (quadriceps) muscle groups in both sides. This study shows how ACL reconstruction can positively impact neuromuscular characteristics of the quadriceps and hamstrings.

**Acknowledgments** We thank Department of Surgery at Universitat Autònoma de Barcelona. This manuscript was developed as part of a Doctorate Degree performed in this Department.



## References

- Agel J, Arendt EA, Bershadsky B (2005) Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sports Med* 33:524–530
- Agel J, Evans TA, Dick R, Putukian M, Marshall SW (2007) Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 through 2002–2003. *J Athl Train* 42:270–277
- Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cusco X, Ballester J, Cugat R (2014) Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3018-1
- Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R (2014) Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3007-4
- Alentorn-Geli E, Samitier G, Alvarez P, Steinbacher G, Cugat R (2010) Anteromedial portal versus transtibial drilling techniques in ACL reconstruction: a blinded cross-sectional study at two- to five-year follow-up. *Int Orthop* 34:747–754
- Baczkowicz D, Skomudek A (2013) Assessment of neuromuscular control in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. *Ortop Traumatol Rehabil* 15:205–214
- Bryant AL, Kelly J, Hohmann E (2008) Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction. *J Orthop Res* 26:126–135
- Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F, Da Silva ME (2011) Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO<sub>2</sub>max power output. *Eur J Appl Physiol* 111:2271–2279
- Chaves SF, Marques NP, Silva RL, Rebouças NS, De Freitas LM, De Paula Lima PO, De Oliveira RR (2012) Neuromuscular efficiency of the vastus medialis obliquus and postural balance in professional soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Muscles Ligaments Tendons J* 2:121–126
- Coats-Thomas MS, Miranda DL, Badger GJ, Fleming BC (2013) Effects of ACL reconstruction surgery on muscle activity of the lower limb during a jump-cut maneuver in males and females. *J Orthop Res* 31:1890–1896
- Daikuya S, Ono A, Suzuki T, Yabe K (2009) Silent period and H reflex from soleus muscle as an index in a neuro-muscular function after reconstruction of anterior cruciate ligament. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 49:177–186
- Daikuya S, Suzuki T, Yabe K (2008) Neuromuscular function after reconstruction of anterior cruciate ligament—a case study using evoked electromyography. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 48:131–137
- Delagi EF, Perotto A, Iazetti J, Morrison D (1975) Anatomic guide for the electromyographer: the limbs. Charles C. Thomas, Springfield, pp 45–55
- García-Manso JM, Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, Calderon J (2011) Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *Am J Phys Med Rehabil* 90:356–363
- Hopkins JT, Ingersoll CD (2000) Arthrogenic muscle inhibition: a limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil* 9:135–159
- Kasovic M, Mejovsek M, Matkovic B, Jankovic S, Tudor A (2011) Electromyographic analysis of the knee using fixed-activation threshold after anterior cruciate ligament reconstruction. *Int Orthop* 35:681–687
- Knezevic OM, Mirkov DM, Milovanovic D, Kadija M, Jarić S (2014) Evaluation of isokinetic and isometric strength measures for monitoring muscle function recovery following ACL reconstruction. *J Strength Cond Res* 28:1722–1731
- Littmann AE, Iguchi M, Madhavan S, Kolarik JL, Shields RK (2012) Dynamic-position-sense impairment's independence of perceived knee function in women with ACL reconstruction. *J Sport Rehabil* 21:44–53
- Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N, Georgoulis AD (2009) High intensity running results in an impaired neuromuscular response in ACL reconstructed individuals. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17:977–984
- Patras K, Ziogas G, Ristanis S, Tsepis E, Stergiou N, Georgoulis AD (2010) ACL reconstructed patients with a BPTB graft present an impaired vastus lateralis neuromuscular response during high intensity running. *J Sci Med Sport* 13:573–577
- Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J (2012) Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 22:866–872
- Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J, Casáis L (2012) The effect of recovery strategies on contractile properties using tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *J Strength Cond Res* 26:3081–3088
- Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PF, Ciocnescu DP, Neferu FN (2013) Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J Neuroeng Rehabil* 10:67
- Samuelsson K, Andersson D, Ahlden M, Fu FH, Musahl V, Karlsson J (2013) Trends in surgeon preferences on anterior cruciate ligament reconstructive techniques. *Clin Sports Med* 32:111–126
- Samuelsson K, Andersson D, Karlsson J (2009) Treatment of anterior cruciate ligament injuries with special reference to graft type and surgical technique: an assessment of randomized controlled trials. *Arthroscopy* 25:1139–1174
- Schindler OS (2012) Surgery for anterior cruciate ligament deficiency: a historical perspective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20:5–47
- Senanayake SM, Malik OA, Iskandar M, Zaheer D (2013) 3-D kinematics and neuromuscular signals' integration for post ACL reconstruction recovery assessment. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2013:7221–7225
- Simunic B (2012) Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J Electromyogr Kinesiol* 22:527–530
- Tous-Fajardo J, Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Usach R, Moreno D, Maffioletti NA (2010) Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 20:761–766
- Valencic V, Knez N (1997) Measuring of skeletal muscle's dynamic properties. *Artif Organs* 21:240–242
- Williams GN, LynnSnyder M, Barrance PJ, Axe MJ, Buchanan TS (2005) Neuromuscular function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous semitendinosus-gracilis graft. *J Electromyogr Kinesiol* 15:170–180



# *Discusión*

---

La discusión se dividirá en cuatro partes. En la primera se discutirán los resultados de la repercusión de la dominancia en la respuesta neuromuscular de las extremidades inferiores de los futbolistas varones recogido en el estudio 1, en la segunda parte se discutirán los resultados de los estudios 2-3 en relación de los factores de riesgo neuromusculares en la lesión del LCA en futbolistas varones, en la tercera y cuarta parte se discutirá la influencia de la lesión del LCA y la repercusión de su reconstrucción en el comportamiento neuromuscular de las extremidades inferiores en los futbolistas varones recogidos en los estudios 4 y 5 respectivamente y en la quinta se expondrán las limitaciones de los estudios realizados.

## **1. Influencia de la dominancia en la respuesta neuromuscular de la extremidad inferior en futbolistas varones**

En la literatura existen diversos estudios sobre las características neuromusculares medidas con TMG en futbolistas<sup>12,27,149,150,167</sup>. Sin embargo, ninguno de ellos han comparado los valores de TMG entre la extremidad inferior dominante y la no dominante. En los estudios se ha empleado la TMG para evaluar la efectos de la exposición al agua fría<sup>149</sup>, las intervenciones de recuperación (después de las sesiones de entrenamiento)<sup>27</sup>, la repercusión en la posición del jugador<sup>12</sup>, y los diferentes tipos de entrenamiento<sup>167</sup>. La mayoría de estos estudios han empleado únicamente el lado dominante para llevar a cabo su investigación<sup>12,27,149</sup>. Rusu y col.<sup>167</sup> compararon las características de TMG del RF en dos grupos de jugadores de fútbol adolescentes, el grupo 1 al que se sometió a un programa de entrenamiento muscular basado en contracciones isométricas-concéntricas y el grupo 2 en el que se realizó un entrenamiento basado en contracciones concéntricas. En el estudio los autores midieron el lado dominante y el no dominante para realizar las mediciones en las pruebas de fuerza y no se contempló para realizar las mediciones de TMG. En el estudio la fuerza de golpeo al balón fue significativamente mayor en el grupo 1 en comparación con el grupo 2, tanto en la extremidad dominante como en la no dominante. Para la evaluación de la TMG, los autores compararon RF-Tc y RF-Dm entre ambos grupos, tanto para la pierna derecha como el lado izquierdo sin tener en cuenta la dominancia. Los autores encontraron diferencias significativas entre los grupos en ambos parámetros, tanto para la derecha y como para la izquierda. Sin embargo, no se pueden inferir conclusiones sobre la influencia de la dominancia sobre los valores de TMG

en el estudio de Rusu y col.<sup>167</sup>, ya que no se realizaron comparaciones intragrupo de los valores en función del lado dominante.

Por otro lado, los resultados de nuestro estudio demuestran que la dominancia de la extremidad inferior no tiene influencia en la respuesta tensimiográfica de los músculos de las extremidades inferiores en futbolistas varones y por lo tanto no hay necesidad de evaluar ambos lados a menos que haya una razón específica. Además, y desde un punto de vista de la investigación, este estudio demuestra que la dominancia de la extremidad inferior no debe considerarse un factor de confusión que se deba controlar a la hora de investigar la respuesta de la TMG de las extremidades inferiores en los futbolistas.

Finalmente podemos decir que la TMG puede ser una herramienta útil en la evaluación de jugadores de fútbol: (a) utilizarla para monitorizar la evolución de la respuesta neuromuscular durante toda la temporada y evaluar la respuesta al entrenamiento; (b) evaluar durante la pretemporada y a lo largo de la temporada los jugadores potencialmente con más riesgo de sufrir lesión muscular y que podría beneficiarse de programas de prevención individualizados; (c) supervisar la recuperación de lesiones musculares y, posiblemente, de ligamentos; y (d) evaluar si los futbolistas están en estado óptimo para volver a la competición sin necesidad de tener en cuenta la dominancia de la extremidad a la hora de hacer las mediciones.

## **2. Factores de riesgo neuromuscular en la lesión del ligamento cruzado anterior del futbolista varón**

Se han relacionado diversos factores neuromusculares que aumentan el riesgo de lesiones del LCA en los deportistas: fatiga muscular, disminución de la fuerza centro (core), disminución del centro (core) y la propiocepción de rodilla, disminución relativa de la fuerza del cuádriceps con respecto a los isquiotibiales, alteración de la co-contracción de cuádriceps-isquiotibiales, disminución de la actividad del glúteo mayor en la recepción del salto, mayor activación del cuádriceps con respecto a los isquiotibiales en las actividades de recepción del salto, el cambio de dirección, y una menor activación medial-lateral del cuádriceps sobre los isquiotibiales en la recepción del salto sobre una pierna y el salto<sup>8,10,13,14,16,168</sup>. Sin embargo, estos factores de riesgo han sido principalmente investigados en deportistas de sexo femenino<sup>17</sup>. Un estudio reciente, revisó los factores de riesgo de lesión del LCA en los hombres y sólo encontró un artículo de factores de riesgo neuromuscular<sup>17</sup>. Uhorchak y col.<sup>60</sup> realizaron un estudio prospectivo que evaluó varios factores de riesgo potenciales en lesiones de LCA producidas por un mecanismo indirecto en cadetes de la Academia Militar de West Point. Entre otros resultados, los autores no observaron diferencias significativas entre la fuerza de los cuádriceps y de los isquiotibiales, tanto en la contracción concéntrica como en la excéntrica entre hombres lesionados y los no lesionados<sup>60</sup>. Debido a las diferencias en los sistemas de medición de la fuerza y respuesta neuromuscular, nuestro estudio no es comparable con el realizado por Uhorchak y col.<sup>60</sup>



Por otro lado, se han realizado diversos estudios en deportistas varones estudiando diversos aspectos neuromusculares como la coordinación interarticular<sup>98</sup>, la fuerza muscular y el reclutamiento de las fibras musculares<sup>99-105,169</sup>, los efectos de las acciones deportivas previstas-imprevistas<sup>100,106</sup>, y la fatiga muscular<sup>108,170</sup>.

Sin embargo, debido a los diseños de los estudios en los que no se realizan la comparación entre pacientes con lesión del LCA y controles sanos, estos no se pueden considerar estudios de investigación de los factores de riesgo para la lesión del LCA sino únicamente estudios de las características neuromusculares potencialmente asociadas con cambios cinemáticos y cinéticos que podrían aumentar el riesgo de lesiones del LCA. Únicamente St-Onge y col<sup>17,198</sup> realizaron un estudio de comparación de deportistas con lesión del LCA e individuos sanos, pero los pacientes lesionados presentaban lesiones crónicas, lo que hizo imposible determinar si los efectos fueron causados por la deficiencia de ligamento, o ya los tenían previos a la lesión. Los resultados de nuestro estudio no son comparables con el resto de publicaciones debido al diseño del estudio (grupo que presentan lesión de LCA en comparación con el grupo control), la muestra incluía sólo varones, y métodos de evaluación (TMG). Por último, los estudios publicados que emplearon la TMG para evaluar el estado neuromuscular de las extremidades inferiores en jugadores de fútbol no se realizaron en futbolistas que presentan lesión de LCA si lo comparamos con nuestra investigación.

En estudios de TMG, el Tc se ha relacionado con la composición de la fibra del músculo esquelético, de modo que un aumento del tiempo indicaría un músculo con un predominio de fibras de contracción lenta, especialmente si es superior a 30 ms<sup>12,172</sup>. Por su parte el Dm se ha relacionado con la rigidez muscular, de manera que una disminución del Dm indica un aumento de la misma o tono<sup>12,25,172</sup>. Finalmente, el Tr está relacionado a la fatiga muscular, por lo que un aumento de Tr indica un estado de fatiga<sup>12,154,172</sup>. Algunos autores también relacionan los valores de Dm con la fatiga muscular<sup>154</sup>.

Kokkonen y col.<sup>25</sup> sugieren que la disminución de la rigidez (aumento de Dm) en la unidad musculotendinosa haría inducir una pérdida de la fuerza y la potencia muscular, reduciendo así velocidad de contracción (aumento de Tc). En nuestro estudio se encontraron modificaciones tanto en los valores de Dm y Tc encontrando que los jugadores lesionados serán menos resistentes a la fatiga en el VL, RF, y BF en comparación con el control de los jugadores de fútbol. Chappell y col.<sup>170</sup> encontraron que los deportistas varones recreacionales tenían en condiciones de fatiga un aumento significativo de los picos de fuerza de cizallamiento anterior de la tibia, un aumento del momento valgo, y una disminución de los ángulos de flexión de la rodilla durante el aterrizaje en actividades de recepción del salto. Sin embargo, estos autores no evaluaron la fatiga específicamente y no realizaron comparación entre grupos de deportistas que presentan lesión del LCA y un grupo de deportistas sanos. Nuestra investigación puede explicar desde un punto de vista muscular la alteración de la cinemática y la cinética de la rodilla encontrados por Chappell et al.<sup>170</sup> debido a las variaciones que la lesión del LCA produce sobre el Tc, Tr y Dm. No obstante, nuestro trabajo no estudió específicamente la relación entre las alteraciones de los valores de TMG y

propiedades biomecánicas de la rodilla en futbolistas ya que no se realizaron las mediciones en situaciones dinámicas.

Nuestra investigación también encontró que el BF tenía una rigidez muscular o tono más bajo en los futbolistas lesionados en comparación con los sujetos de control. Las alteraciones encontradas en el BF puede aumentar el riesgo de lesión del LCA, como la capacidad de los isquiotibiales para contrarrestar una fuerza en sentido anterior de la tibia del cuádriceps, esto se reduciría a causa de una disminución de la resistencia a la fatiga y la rigidez muscular o tono<sup>9,10,13,14,16,168</sup>. Por lo tanto, los jugadores que presentan lesión del LCA tendrían una peor función de los músculos agonistas del LCA que son los músculos isquiotibiales. Desafortunadamente, la influencia de la fatiga y la rigidez muscular como factores de riesgo de lesión del LCA se ha estudiado fundamentalmente en las mujeres, y la evidencia en los hombres es insignificante. Por lo tanto, la influencia de la fatiga y la rigidez de los músculos isquiotibiales como factor de riesgo de lesiones del LCA en los hombres necesitan de una mayor investigación.

Los parámetros alterados en el VLy RF puede indicar una co-contracción muscular alterada entre los cuádriceps y los isquiotibiales, que puede aumentar el riesgo de lesión del LCA<sup>9,10,13,14,16,168</sup>. Aunque una disminución de la resistencia a la fatiga muscular y prolongado tiempo de contracción del RF teóricamente no tendría que aumentar el riesgo de lesión del LCA (por una disminución de la actuación de un antagonista del LCA), se podría argumentar que una alteración fundamentalmente del RF provocaría una mayor contracción del resto de los músculos cuádriceps durante tareas dinámicas para mantener el mismo nivel de rendimiento o fuerza, aumentando así el riesgo de lesiones. Sin embargo, esta hipótesis necesita ser probada en condiciones dinámicas y, en las acciones de los deportes de alto riesgo, tales como los cambios de dirección y el aterrizaje.

En cuanto a los gastrocnemios, el principal hallazgo fue que la mayoría de los parámetros TMG no fueron significativamente diferentes entre los dos grupos. Sólo el GM-Tr, y GM-Dm fueron significativamente mayores en el grupo de lesionados de LCA en comparación con el grupo control. Por lo tanto, las características neuromusculares de los gastrocnemios no pueden considerarse factores de riesgo significativos de la lesión del LCA en futbolistas varones.

Se han realizado diversas investigaciones neuromusculares sobre los gastrocnemios en varones<sup>100,103,108,173-176</sup>, pero en ninguna se realizó la comparación entre un grupo que presenta lesión de LCA y un grupo control ya sea de forma retrospectiva, transversal, o con un diseño prospectivo. Por esta razón no se pueden considerar estudios útiles para investigar el papel de los gastrocnemios como factor de riesgo de la lesión del LCA. Por otro lado, otros estudios utilizaron modelos biomecánicos o se realizaron con muy pocos individuos siendo también poco válidos<sup>173,176</sup>.

Los principales hallazgos reportados en la literatura sobre las características neuromusculares de los músculos gemelos, evaluados a través de la electromiografía, en los varones son los siguientes: (1) futbolistas varones que tenían una activación selectiva muscular medio / lateral y de rotación

interna / externa (incluyendo el gastrocnemio) para estabilizar la articulación de la rodilla bajo condiciones de anticipación y no en condiciones de no anticipación de las acciones de cambio de dirección y arranque a la carrera<sup>100</sup>; (2) los deportistas varones presentaron menor tiempo de reacción de los gastrocnemios que los controles en condiciones estáticas en respuesta a una fuerza posteroanterior sobre la tibia<sup>108</sup> y (3) los jugadores de fútbol masculino no demostraron desequilibrio de la activación entre GM y GL durante la carrera, cambio de dirección, excepto una mayor activación del GM en comparación con GL en la segunda mitad de fase de maniobra de cambio de dirección<sup>174,175</sup>. Además, una investigación reciente llevada a cabo en varones sanos durante las maniobras de recepción del salto demostraron acción agonística y antagonistas del sóleo y músculos gemelos con el LCA, respectivamente<sup>103</sup>. El músculo sóleo, ha demostrado un papel significativo en la generación de fuerzas antero-posteriores tibiales similares a los tendones de la corva<sup>103</sup>. Sin embargo, el papel antagonista de los gastrocnemios sobre el LCA fue mucho menor que el representado por el cuádriceps<sup>103</sup>.

Nuestra investigación demuestra que los músculos gemelos no tienen un papel importante como factores de riesgo para la lesión del LCA en jugadores de fútbol masculino. Las únicas diferencias significativas de los valores de TMG de los gemelos entre los grupos eran un mayor Tr y Dm para el GM en el grupo de LCA lesionado que en grupo control de individuos sanos. Ambos parámetros se han relacionado con la resistencia a la fatiga muscular, y la Dm, adicionalmente, con la rigidez o tono muscular<sup>12,25,154,160</sup>. El GM en la pierna sana del grupo de lesionados presentó una menor resistencia a la fatiga y una menor rigidez muscular comparando con los jugadores del grupo control sano. Se podría argumentar que si los músculos gemelos juegan un papel importante antagonista con el LCA, los jugadores lesionados deberían tener una mayor resistencia a la fatiga y mayor rigidez muscular en comparación con jugadores no lesionados. Además, en base de los resultados obtenidos por Huston y Wojtys<sup>108</sup> y asumiendo un papel antagonista de los gemelos con el LCA<sup>103</sup> se espera que los jugadores lesionados deberían tener un Td significativamente menor en comparación con los controles sanos.

Sin embargo, nuestro estudio no es completamente comparable con los estudios anteriores debido a las diferencias en el diseño del estudio (comparación de lesionados por rotura del LCA y controles sanos), condiciones de evaluación del método (estático y en reposo), y la evaluación (TMG)<sup>100,103,108,174,175</sup>. Aunque la utilización de la TMG como una herramienta de evaluación de los factores de riesgo neuromusculares para las lesiones de LCA en jugadores de fútbol masculino es un método novedoso, un estudio transversal no proporciona el alto nivel de evidencia para un estudio de factores de riesgo. Por lo tanto, son necesarios estudios de evidencia de nivel I para completar el papel que las características neuromusculares de los gemelos juegan como factor de riesgo de lesión del LCA en deportistas masculinos.

### 3. Efectos de la lesión del LCA sobre el comportamiento neuromuscular de la extremidad inferior en los futbolistas

Los principales efectos de la lesión del LCA sobre la respuesta neuromuscular en los músculos esqueléticos de la extremidad inferior de jugadores de fútbol encontrados en nuestro estudio fueron: 1) la gran mayoría de los parámetros TMG fueron mayores en el grupo lesionado en comparación con el grupo de control; 2) el Tc del cuádriceps músculos fue significativamente mayor en los lesionados en comparación con el grupo de control; 3) el BF fue el único músculo del grupo de isquiotibiales con diferencias significativas entre grupos, con un aumento de Tc y Dm en el lado lesionado en comparación al grupo de control; 4) los valores TMG del GM fue claramente más afectada que la GL, con Tc, Tr, y Dm significativamente mayor, y el Ts significativamente menor, en el lesionado que en el grupo de control; y 5) el Tc de los cuádriceps y de los músculos isquiotibiales fueron significativamente mayores en el grupo lesionado que en él no lesionado.

Los valores TMG del grupo control en nuestro estudio, fueron similares (RF-Dm, RF-Td, BF-Dm, BF-Tc, BF-Ts), inferior (RF-Tc, RF-Tr, RF-T, BF-Td), y superior (BF-Tr) en comparación con el estudio realizado por Rey y col.<sup>12</sup> en futbolistas. Estas diferencias pueden explicarse por el hecho de que Rey y col.<sup>12</sup> incluían en su estudio futbolistas profesionales (Tegner 10) mientras que en nuestro estudio se incluyeron jugadores amateurs y semi-profesionales (Tegner 9). Por otro lado, nuestro estudio añade información sobre TMG de VM, VL, ST, GM y GL en futbolistas sanos mientras que en el estudio de Rey y col.<sup>12</sup> no se incluyen estos grupos musculares.

Se han realizado estudios de TMG en futbolistas que evaluaban los efectos de la exposición al agua fría<sup>149</sup>, la recuperación (después de las sesiones de entrenamiento)<sup>27,31</sup>, la posición de juego<sup>12</sup>, y diferentes tipos de entrenamiento<sup>167</sup> sobre las propiedades mecánicas y de contracción de los músculos de la extremidad inferior y por lo tanto no puede ser comparable con el presente estudio. Pero hasta el momento actual no se han realizado estudios sobre los efectos de la lesión del LCA en los valores TMG en la musculatura de la extremidad inferior de los futbolistas por lo que los estudios anteriores no pueden ser comparados con el nuestro.

Los efectos de la lesión del LCA en la activación y el trofismo muscular del cuádriceps y de los isquiotibiales han sido descritos en la literatura<sup>28</sup>. Algunos cambios musculares asociados con la lesión del LCA incluyen: disminución de la activación de los cuádriceps<sup>21,28</sup>, disminución del arco reflejo de los isquiotibiales en relación con el LCA<sup>28,177</sup>, el aumento de la actividad de los isquiotibiales y disminución del cuádriceps en actividades dinámicas<sup>20,28,178</sup>, la alteración del patrón de activación electromiográfico en el VL durante los cambios de dirección<sup>20,28</sup>, disminución de la coactivación de los isquiotibiales en máxima extensión de rodilla<sup>28,179</sup>, inhibición del cuádriceps contralateral después de lesión del LCA<sup>21,28</sup>, la disminución de la frecuencia media de EMG del cuádriceps<sup>28,180,181</sup> y la atrofia muscular del cuádriceps<sup>28,182,183</sup>.

A diferencia de los estudios neuromusculares realizados en condiciones dinámicas<sup>20,178,179</sup>, nuestro estudio obtuvo los valores de TMG en condiciones de reposo. Adicionalmente, los estudios encontrados en la literatura utilizaron principalmente el examen físico, estudios de imagen, y EMG para evaluar los efectos de la lesión del LCA en los músculos de la extremidad inferior. Estos métodos de evaluación proporcionan menos información sobre la biomecánica y la respuesta neuromuscular de los músculos esqueléticos en comparación con la TMG.

Nuestro estudio encontró que los cuádriceps tuvieron mayor Tc y Tr (excepto en VM para el último) en el grupo de lesionados en comparación con el grupo control, lo que puede indicar que la velocidad de contracción (relacionado con Tc) y la resistencia a la fatiga (relacionado con Tr) se redujeron significativamente en el cuádriceps de los sujetos lesionados<sup>12,160</sup>. Sin embargo, los músculos cuádriceps en ambos grupos aún mantienen la características de fibras musculares de contracción rápida (tipo II) ya que casi todos los valores de Tc estaban por debajo de 30 ms<sup>146</sup>. Por lo tanto los, cuádriceps tanto en los sujetos lesionados como los del grupo control mantienen su capacidad de generar rápidamente la fuerza durante las contracciones<sup>12</sup>, aunque esta capacidad sea de menor intensidad en el grupo de lesión del LCA. Algunos autores han relacionado la velocidad de contracción (Tc) con la rigidez muscular (Dm). Kokkonen et al.<sup>25</sup> sugiere que la disminución de la rigidez (aumento de Dm) en la unidad musculotendinosa podría inducir una pérdida de fuerza en el músculo y por lo tanto, la reducción de la velocidad de contracción (aumento de Tc). Sorprendentemente esto no ocurre en los cuádriceps de los sujetos lesionados no encontrándose ninguna diferencia significativa en la rigidez muscular (Dm), pero si se encontraron en el BF en comparación con los sujetos control. En el grupo lesionado se encontraron valores mayores de Dm (menor rigidez) en todos los músculos evaluados (excepto RF) que en el grupo control, siendo solo significativa en el BF y GM. El comportamiento muscular sugerido por Kokkonen y col.<sup>25</sup> sólo se ha observado en el BF y GM del grupo lesionado, valores mayores Tc y Dm en comparación con el grupo control. Hallazgos similares se observaron al comparar la extremidad lesionada y no lesionada en el grupo de LCA-lesionado (Tabla 6). El lado lesionado demostró significativamente un mayor Tc en cuádriceps e isquiotibiales en comparación con el lado no lesionado, mientras que el Dm no mostró diferencias significativas. Por lo tanto las lesiones del LCA en futbolistas causan una disminución en la velocidad de contracción tanto en los cuádriceps como en los músculos isquiotibiales.

Por otro lado, el parámetro Tr en la TMG se ha asociado con la fatiga del músculo<sup>154</sup>. Se especula que los valores más altos de Tr indican un estado de fatiga de los músculos<sup>12</sup>. En nuestro estudio se encontró que la fatiga muscular en el grupo lesionado era mayor en VL y GM en comparación con el grupo control. En contraste, los jugadores lesionados tenían menor fatiga para el VM que los sujetos de control. Krizaj et al.<sup>154</sup> encontró que el Dm también estaba relacionado con la fatiga muscular. Sin embargo, en la presente investigación, el Tr y el Dm demostraron cambios significativos sólo para el GM, con valores mayores en el grupo lesionado que en el control. Para los músculos VM, VL, y BF, sólo un parámetro fue estadísticamente significativo entre los grupos. La disparidad de resultados entre Tr y Dm difiere de las observaciones de Krizaj et al.<sup>154</sup> que

encontró que ambos parámetros se podían relacionar con la fatiga muscular, por lo que creemos que la asociación de Tr y Dm con fatiga muscular necesita más investigación.

Los resultados reportados indican que los programas de rehabilitación tienen que prestar especial atención en la mejora de la velocidad de contracción, resistencia a la fatiga, y a la relación entre el tono muscular / rigidez de cuádriceps, isquiotibiales y gemelos medial en jugadores de fútbol después de la lesión del LCA. Una mejor aplicación de los programas de rehabilitación (junto con una reconstrucción quirúrgica correcta) optimizará el retorno a la práctica deportiva competitiva y el aumentará el rendimiento deportivo en jugadores de fútbol.

#### **4. Efectos de la reconstrucción del LCA sobre el comportamiento neuromuscular de la extremidad inferior en los futbolistas**

Las principales conclusiones de este estudio fueron que el cuádriceps y los isquiotibiales mejoraron sus características neuromusculares (resistencia a la fatiga, velocidad de contracción, y el tono muscular) después de la reconstrucción del LCA, siendo mayor la mejoría en la extremidad operada que en la no operada. Además, la intervención mejoró el balance entre los músculos agonistas del LCA (isquiotibiales) y los antagonistas (cuádriceps) tanto en la pierna operada como en la no operada.

Como se ha señalado en el apartado anterior de discusión, sólo hay cuatro estudios que han empleado la TMG para evaluar el comportamiento mecánico y las propiedades contráctiles de los músculos esqueléticos de las extremidades inferiores en jugadores de fútbol<sup>12,27,149,167</sup>. Sin embargo, ninguno de estos estudios ha utilizado este método de evaluación para investigar los efectos que la reconstrucción del LCA tiene sobre los músculos de los miembros inferiores. En contraste, se han empleado la TMG para evaluar los efectos de la exposición al agua fría<sup>149</sup>, la recuperación intervenciones (después de las sesiones de entrenamiento)<sup>27</sup>, la influencia de la posición en el terreno de juego<sup>12</sup>, y diferentes tipos de entrenamiento<sup>167</sup> sobre mecánica y las propiedades contráctiles de los músculos esqueléticos de la extremidad inferior. Los resultados reportados de TMG por Rey et al.<sup>12</sup> en los músculos RF y BF se pueden utilizar como valores de comparación para una población de jugadores de fútbol, pero debe tenerse en cuenta que su muestra se compone de futbolistas profesionales (Tegner 10) mientras que la nuestra está formada por futbolistas amateurs (Tegner 9).

El presente estudio muestra que los músculos evaluados predominantemente son de tipo II o contracción rápida, ya que todos los valores de Tc estaba por debajo de 30 ms (excepto en ST). La reconstrucción de LCA en el lado operado aumentó la capacidad de VL, ST, GM y GL para generar contracciones rápidas de fuerza (Disminución de Tc o Td) en comparación con el lado no lesionado.



Al comparar las diferencias pre y postoperatorias (Tabla 8) de las dos piernas, la reconstrucción del LCA grupo tuvo una disminución significativamente mayor en Tc (aumento de capacidad de generar rápidamente la fuerza durante la contracción) en la RF y ST en el lado reconstruido en comparación con el lado sano. Esto se puede traducir en un aumento en el número y en el reclutamiento de fibras musculares rápidas en ambos músculos. El VM-Tr en el lado lesionado aumentó significativamente en el postoperatorio con respecto al lado sano, lo que puede indicar que este músculo alcanza el estado de fatiga más rápidamente en el lado operado que en el lado sano<sup>12</sup>. En contraste, el GL en el lado lesionado demostró una mayor resistencia a la fatiga (disminución de la Tr) en el postoperatorio en comparación con la medición preoperatoria, mientras el lado no lesionado no mostró diferencias significativas en este parámetro. Sorprendentemente, el lado no lesionado demostró una diferencia negativa pre y postoperatoria RF-Tr, mientras que el lado lesionado mostró una diferencia positiva (Tabla 8). Por lo tanto, la cirugía produce en el RF un aumento de la resistencia a la fatiga en el lado operado con respecto al lado sano.

La rigidez muscular (o tono muscular) no se modificó en la mayoría de los parámetros de las dos piernas. Sólo el BF demostró una disminución significativa en Dm en ambos lados (Tabla 7), aunque la disminución fue significativamente mayor en el lado lesionado en comparación con el lado no lesionado (Tabla 8). Los valores bajos de Dm representan aumento de la rigidez muscular, mientras que una elevada Dm indica falta de tono muscular<sup>12,160</sup>. La rigidez muscular (tono muscular) del BF se incrementó significativamente en la extremidad operada con respecto al lado sano. Esto puede ser una consecuencia de la rehabilitación, pero también el papel de la reconstrucción del LCA es evidente teniendo en cuenta que una rodilla dolorosa e inestable puede ser más propenso al aumento de atrofia muscular<sup>184</sup>. Como consecuencia, la estabilización de la rodilla es un paso previo imprescindible para el aumento del tono muscular que se puede esperar con la rehabilitación.

La disminución significativa en varios parámetros de TMG en el postoperatorio en comparación con el preoperatorio en las dos piernas (VL-Ts, VL-Tr, RF-Tc, BF-Tc, y BF-Dm) indica que la reconstrucción del LCA junto con la rehabilitación asociada a ella produce cambios en las características de contractilidad del músculo esquelético y en las propiedades mecánicas de ambas extremidades inferiores. Específicamente, el VL se hace más resistente a la fatiga (disminución de la Tr), y el RF y BF aumentan la velocidad de contracción (disminución de Tc), por lo tanto tal vez se provoque un aumento en el reclutamiento fibras musculares de contracción rápidas o de tipo II<sup>12</sup>.

La influencia beneficiosa de la reconstrucción del LCA (y su rehabilitación) en la respuesta neuromuscular de ambas piernas también se demuestra por el aumento significativo en el porcentaje de simetría tanto en la pierna lesionada como en la sana así comparamos los valores pre y postoperatorios para los músculos VM, VL, RF, y GM (Tabla 9). Curiosamente, la simetría en el equilibrio entre extensores de la rodilla y los flexores mejoró de manera significativa en el postoperatorio en ambos lados. Por lo tanto, podemos concluir que la reconstrucción del LCA (y su rehabilitación) mejora el equilibrio entre los músculos agonistas y antagonistas del LCA.

El beneficio de la reconstrucción del LCA en la estabilidad de la rodilla (estabilizadores estáticos) ha sido bien documentado. Este estudio demuestra que la reconstrucción del LCA (y la subsiguiente rehabilitación) también puede mejorar los estabilizadores dinámicos, es decir, las características neuromusculares, que protegerían más el ligamento reconstruido y la rodilla en general. Por lo tanto la reconstrucción del LCA, mejora la velocidad de contracción y el tono muscular de los músculos agonistas del LCA (isquiotibiales) lo que representaría un factor de protección del mismo. Además, la cirugía produce un mejor equilibrio neuromuscular y de simetría entre los músculos agonista y antagonista del LCA en ambos lados, lo que contribuiría a lograr proteger al futbolista de nuevas lesiones.

## 5. Limitaciones de los estudios

### 5.1 Limitaciones del Estudio 1

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R. Comparison of tensiomyographic characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Sep 19. [Epub ahead of print].*

Este estudio puede tener algunas limitaciones:

Primero, fue llevado a cabo en condiciones estáticas y de descanso, que significativamente difiere de las características reales en el terreno.

En segundo lugar, aunque Rey et al.<sup>21</sup> demostraron que la posición del juego tiene un efecto sobre las características de TMG, el análisis estadístico no se ajustó por este parámetro porque el análisis de subgrupos habría disminuido el tamaño de la muestra y provocado una reducción de la potencia estadística.

En tercer lugar, algunos parámetros presentaban desviaciones estándar altas, siendo estos valores cuidadosamente estudiados y comprobando su valor para asegurar su veracidad.

En cuarto lugar, aunque se realizó un cálculo del tamaño de la muestra, este se basa en una muestra preliminar de diez futbolistas que podría no ser representativa de toda la población. Por lo tanto, la posibilidad de error de tipo II no puede ser teóricamente descartados.

## 5.2 Limitaciones del Estudio 2

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R.* Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 8. [Epub ahead of print].

Este estudio puede tener algunas limitaciones:

Primero, el estudio fue llevado a cabo en condiciones estáticas y de descanso, que significativamente difieren de las características en el campo.

En segundo lugar, la influencia potencial de la lesión del LCA en la extremidad contralateral sana puede no ser insignificante.

En tercer lugar, un estudio casos-control prospectivo no proporciona el más alto nivel de evidencia para el estudio de los factores de riesgo de una lesión siendo aconsejable en el futuro realizar estudio prospectivo de evidencia de nivel I.

## 5.3 Limitaciones del Estudio 3

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R.* Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 4. [Epub ahead of print].

Hay algunas limitaciones en este estudio:

En primer lugar, la evaluación de las características neuromusculares de GM y GL se llevó a cabo bajo condiciones estáticas y de reposo, que difieren significativamente de las situaciones que se producen en la práctica del fútbol.

En segundo lugar, la influencia potencial de la lesión del LCA en el comportamiento neuromuscular del lado sano contralateral puede no ser insignificante.

En tercer lugar, el músculo sóleo, que ha demostrado una función agonista sobre el LCA no ha sido evaluado en la presente investigación.

En cuarto lugar la fiabilidad de las mediciones de TMG se ha demostrado solamente para los músculos VM, VL, RF y BF pero no para el GM y GL.

#### 5.4 Limitaciones del Estudio 4

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ares O, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 25. [Epub ahead of print].

Este estudio tiene algunas limitaciones:

En primer lugar, este estudio no tuvo en cuenta la posición del jugador durante la práctica del fútbol.

Segundo este estudio se realizó en condiciones estáticas, que difieren de situaciones dinámicas que se producen durante el juego real.

En tercer lugar, los efectos de la lesión del LCA en la pierna contralateral puede no ser insignificante Sin embargo, este dato sólo afectan a la comparación intragrupo en pacientes con lesión del LCA.

#### 5.5 Limitaciones del Estudio 5

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Jul 22. [Epub ahead of print].

Este estudio tiene algunas limitaciones:

En primer lugar, tanto la pierna no lesionada como la operada del LCA se sometieron a rehabilitación, por lo que no es posible aislar el efecto independiente de este factor.

En segundo lugar, los efectos de la lesión del LCA y reconstrucción en el lado contralateral sano pueden no ser insignificantes.

En tercer lugar, el estudio no se diferencia en el análisis estadístico la posición de los jugadores de fútbol durante el partido.

En cuarto lugar, este estudio se realizó en condiciones estáticas, que pueden diferir del comportamiento neuromuscular en las situaciones dinámicas en el campo.

# Conclusiones

---

Las conclusiones de la presente tesis son las siguientes:

## 1. Conclusiones del Estudio 1

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Comparison of tensiomyographic characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 19. [Epub ahead of print].

La extremidad dominante no tiene influencias sobre los valores de TMG de los músculos, VL, RF, ST, BF, GM y GL en jugadores de fútbol varones.

## 2. Conclusiones del Estudio 2

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R.* Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 8. [Epub ahead of print].

1. La presente investigación demostró que la disminución de la resistencia a la fatiga y la rigidez muscular en el bíceps femoral pueden ser un factor de riesgo de lesión del LCA en el fútbol masculino.
2. Una alteración de los valores de TMG de los cuádriceps sobre los isquiotibiales puede indicar una co-contracción muscular alterada produciendo un desequilibrio entre los dos grupos de músculos, que puede suponer un factor para la lesión del LCA en jugadores de fútbol masculino.
3. Los hallazgos del presente trabajo deben tenerse en cuenta a la hora del cribado de futbolistas de alto riesgo de lesión del LCA y también para diseñar programas adecuados de prevención de lesiones del LCA en jugadores de fútbol masculino.

4. La investigación de los factores de riesgo neuromusculares para la lesión del LCA en atletas masculinos precisa diseños prospectivos randomizados en el futuro.

### 3. Conclusiones del Estudio 3

*Alentorn-Geli E, Alvarez-Diaz P, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R.* Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 4. [Epub ahead of print].

La presente investigación demostró que las características neuromusculares de los músculos gastrocnemios medidas con TMG no se pueden considerar como factores de riesgo para la lesión del LCA en los futbolistas varones.

### 4. Conclusiones del Estudio 4

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ares O, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 25. [Epub ahead of print].

1. La lesión del LCA produce una disminución de la velocidad de contracción en los músculos, cuádriceps, isquiotibiales y gemelos.

2. La lesión del LCA produce una disminución de la resistencia a la fatiga en los músculos, cuádriceps, y gemelos.

3. La lesión del LCA produce una disminución del tono muscular en los músculos, isquiotibiales, y gemelos.

### 5. Conclusiones del Estudio 5

*Alvarez-Diaz P, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R.* Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Jul 22. [Epub ahead of print].

1. La reconstrucción del LCA modifica los valores TMG de los músculos de las extremidades inferiores en futbolistas afectados de lesión del LCA.



2. La reconstrucción del LCA produce mejoría de la velocidad de contracción y de la resistencia a la fatiga de los cuádriceps en la pierna operada de LCA y en la no operada.
3. La reconstrucción del LCA produce mejoría de la velocidad de contracción y del tono muscular de los isquiotibiales en la pierna operada de LCA y en la no operada.
4. Los incrementos de la velocidad de contracción, tono muscular y resistencia a la fatiga son mayores en la pierna operada que en la no operada.
5. La reconstrucción del LCA solo produce mejoría de la velocidad de contracción y de la resistencia a la fatiga en los gemelos de la pierna operada.
6. La reconstrucción del LCA produce mejoría de la simetría de los valores de TMG de cuádriceps entre la pierna operada y la no operada, así como la mejoría del balance entre músculos antagonistas (cuádriceps) y agonistas (isquiotibiales).



## Bibliografía

---

1. Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 1991;**4**:43–48.
2. Agel J, Evans TA, Dick R, Putukian M, Marshall SW. Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2002-2003. *J Athl Train* 2007;**42**:270-277.
3. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *Am J Sport Med* 2005;**33**:524–530.
4. Janssen KW, Orchard JW, Driscoll TR, van Mechelen W. High incidence and costs for anterior cruciate ligament reconstructions performed in Australia from 2003-2004 to 2007-2008: time for an anterior cruciate ligament register by Scandinavian model?. *Scand J Med Sci Sport* 2012;**22**:495–501.
5. Asociación Española de Artroscopia (AEA). Informe sobre el perfil de la cirugía artroscópica en España. *Cuad Artrosc* 2001;**8**:10–21.
6. Mutuality of Spanish Footballers. Delegation of Catalonia. Data of the MCF.
7. Junge A, Lamprecht M, Stamm H, Hasler H, Bizzini M, Tschopp M, *et al.* Countrywide campaign to prevent soccer injuries in Swiss amateur players. *Am J Sport Med* 2011;**39**:57–63.
8. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2009;**17**:705–729.
9. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2009;**17**:859–879.
10. Dai B, Herman D, Liu H, Garrett WE, Yu B. Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Res Sport Med* 2012;**20**:180–197.
11. Boden BP, Griffin LY, Garrett WE. Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury. *Phys Sport* 2000;**28**:53–60.

12. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J. Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *J Electromyogr Kinesiol* 2012;**22**:866–72.
13. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. Mechanisms and risk factors for non-contact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: A summary of literature since 1980. *J Strength Cond Res* 2012;**26**:3160-3176.
14. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, Demaio M, *et al.* Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *Am J Sport Med* 2006;**34**:1512–1532.
15. Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sport Med* 2006;**34**:490–498.
16. Hewett TE, Myer GD, Ford FK. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes, part 1: mechanisms and risk factors. *Am J Sport Med* 2006;**34**:299–311.
17. Alentorn-Geli E, Mendiguchia J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports. Part I: systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surg Sport. Traumatol Arthrosc* 2014;**22**:3–15.
18. Alentorn-Geli E, Mendiguchia J, Samuelsson K, Musahl V, Karlsson J, Cugat R, Myer GD. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in sports. Part II: systematic review of prevention programs in male athletes. *Knee Surg Sport. Traumatol Arthrosc* 2014;**22**:16–25.
19. Carrasco L, Sañudo B, de Hoyo M, Pradas F. Effectiveness of low-frequency vibration recovery method on blood lactate removal, muscle contractile properties and on time to exhaustion during cycling at VO<sub>2</sub>max power output. *Eur J Appl Physiol* 2011;**22**:2271–2279.
20. Houck JR, Wilding GE, Gupta R, De Haven KE, Maloney M. Analysis of EMG patterns of control subjects and subjects with ACL deficiency during an unanticipated walking cut task. *Gait Posture* 2007;**25**:628–638.
21. Chmielewski TL, Stackhouse S, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A prospective analysis of incidence and severity of quadriceps inhibition in a consecutive sample of 100 patients with complete acute anterior cruciate ligament rupture. *J Orthop Res* 2004;**22**:925–930.
22. Delagi EF, Iazetti J, Perotto AO, Morrison D. Anatomic guide for the electromyographer: The limbs and Trunk. 5 Edición. *Charles C. Thomas, Springfield*, 1975.
23. Gottlob CA, Baker CL. Anterior cruciate ligament reconstruction: socioeconomic issues and cost effectiveness. *Am J Orthop* 2000;**29**:472–476.
24. Kalund S, Sinkjaer T, Arendt-Nielsen L, Simonsen O. Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients. *Am J Sport Med* 1990;**8**:245–248.
25. Kokkonen J, Nelson A, Cornwell A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport* 1998;**69**:411–415.

26. Mather RC, Koenig L, Kocher L, Dall TM, Gallo P, Scott DJ, *et al.* Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *J Bone Joint Surg Am* 2013;**95**:1751–1759.
27. Rey E, Lago-Peñas C, Lago-Ballesteros J, Casais L. The effect of recovery strategies on contractile properties using tensiomyography and perceived muscle soreness in professional soccer players. *J Strength Cond Res* 2012;**26**:3081–3088.
28. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sport Med* 2008;**27**:383–404.
29. Simunic, B. Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *J. Electromyogr Kinesiol* 2012;**22**:527–530.
30. Kvist J, Kartus J, Karlsson J, Forssblad M. Results from the Swedish national anterior cruciate ligament register. *Arthroscopy* 2014;**30**:803–810.
31. Walden M, Hagglund M, Werner J, Ekstrand J. The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): a review of the literature from a gender-related perspective. *Knee Surg Sport. Traumatol Arthrosc* 2011;**19**:3–10.
32. Hawkins RD, Fuller CW. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *Br J Sports. Br J Sport* 1999;**33**:196–203.
33. Walden M, Hagglund M, Ekstrand J. UEFA Champions League study: A prospective study of injuries in professional football during the 2001-2002 season. *Br J Sport Med* 2005;**39**:542–546.
34. Hagglund M, Walden M, Ekstrand J. Injury incidence and distribution in elite football—a prospective study of the Danish and the Swedish top divisions. *Scand J Med Sci Sport* 2005;**15**:21–28.
35. Hagglund M, Walden M, Ekstrand J. Exposure and injury risk in Swedish elite football: A comparison between seasons 1982 and 2001. *Scand J Med Sci Sport* 2003;**13**:364–370.
36. Morgan BE, Oberlander MA. An examination of injuries in major league soccer. The inaugural season. *Am J Sport Med* 2001;**29**:426–430.
37. Yoon YS, Chai M, Shin DW. Football injuries at Asian tournaments. *Am J Sport Med* 2004;**32**:36S–42S.
38. Arnason A, Gudmundsson A, Dahl HA, Johannsson E. Soccer injuries in Iceland. *Scand J Med Sci Sport* 1996;**6**:40–45.
39. Giza E, Mithofer K, Farrell L, Zarins B, Gill T. Injuries in women’s professional soccer. *Br J Sport Med* 2005;**39**:212–216.
40. Faude O, Junge A, Kindermann W, Dvorak J. Injuries in female soccer players: a prospective study in the German national league. *Am J Sport. Med* 2005;**33**:1694–1700.
41. Östenberg A, Roos H. Injury risk factors in female European football. A prospective study of 123 players during one season. *Scand J Med Sci Sport* 2000;**10**:279–285.

42. Tegnander A, Olsen OE, Moholdt TT, Engebretsen L, Bahr R. Injuries in Norwegian female elite soccer: a prospective one-season cohort study. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2008;**16**:194–198.
43. Bowers KD, Martin RB. Impact absorption, new and old astroturf at West Virginia University. *Med Sci Sport* 1974;**6**:217–221.
44. Bowers KD, Martin RB. Cleat-surface friction on new and old Astroturf. *Med Sci Sport* 1975;**7**:123–135.
45. Lambson RB, Barnhill BS, Higgins RW. Football cleat design and its effect on anterior cruciate ligament injuries. A three-year prospective study. *Am J Sport Med* 1996;**24**:155–159.
46. Orchard JW, Chivers I, Aldous D, Bennell K, Seward H. Rye grass is associated with fewer non-contact anterior cruciate ligament injuries than bermuda grass. *Br J Sport Med* 2005;**39**:704–709.
47. Orchard J, Seward H, McGivern J, Hood S. Rainfall, evaporation and the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury in the Australian Football League. *Med J Aust* 1999;**170**:304–306.
48. Scranton PE, Whitesel JP, Powell JW, Dormer SG, Heidt RS, Losse G, Cawley PW. A review of selected noncontact anterior cruciate ligament injuries in the National Football League. *Foot Ankle Int* 1997;**18**:772–776.
49. Heidt RS, Dormer SG, Cawley PW, Scranton PE, Losse G, Howard M. Differences in friction and torsional resistance in athletic shoe-turf surface interfaces. *Am J Sport Med* 1996;**4**:834–842.
50. Bradley JP, Klimkiewicz JJ, Rytel MJ, Powell JW. Anterior cruciate ligament injuries in the National Football League: epidemiology and current treatment trends among team physicians. *Arthroscopy* 2002;**18**:502–509.
51. Orchard JW, Powell JW. Risk of knee and ankle sprains under various weather conditions in American football. *Med Sci Sport Exerc* 2003;**35**:1118–1123.
52. Orchard J, Seward H, McGivern J, Hood S. Intrinsic and extrinsic risk factors for anterior cruciate ligament injury in Australian footballers. *Am J Sport Med* 2001;**29**:196–200.
53. Orchard J. The AFL penetrometer study: work in progress. *J Sci Med Sport* 2001;**4**:220–232.
54. Walden M, Hagglund M, Orchard J, Kristenson K, Ekstrand J. Regional differences in injury incidence in European professional football. *Scand J Med Sci Sport* 2013;**23**:424–430.
55. Powell JW, Schootman M. A multivariate risk analysis of selected playing surfaces in the National Football League: 1980 to 1989. An epidemiologic study of knee injuries. *Am J Sport Med* 1992;**20**:686–694.



56. Lees A, Nolan L. The biomechanics of soccer: a review. *J Sport Sci* 1998;**16**:211–234.
57. Hoff GL, Martin T. Outdoor and indoor soccer injuries. *Am J Sport Med* 1986;**4**:231–233.
58. Ryder SH, Johnson RJ, Beynon BD, Ettliger CF. Prevention of ACL injuries. *J Sport Rehab* 1997;**6**:80–96.
59. Buehler-Yund C. A longitudinal study of injury rates and risk factors in 5 to 12 year old soccer players. In: *Environ. Heal. Univ. Cincinnati, Cincinnati* 1999:161-165.
60. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, St Pierre P, Taylor DC. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *Am J Sport Med* 2003;**31**:831–842.
61. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sport Exerc* 2003;**35**:1745–1750.
62. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *J Bone Jt Surg Am* 2004;**86**:1601–1608.
63. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, *et al.* Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *Br J Sport Med* 2008;**42**:394–412.
64. Park HS, Wilson NA, Zhang LQ. Gender differences in passive knee biomechanical properties in tibial rotation. *J Orthop Res* 2008;**26**:937–944.
65. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *J Biomech* 1999;**32**:493–501.
66. Shultz SJ, Nguyen AD. Anatomical factors in ACL injury risk. In: Hewett TE, Shultz SJ, Griffin LY (eds). *Understanding and preventing non-contact ACL injuries*, 1 edición. *Human Kinetics, Champaign*, 2007:239–258.
67. Miralles RC, Saltor M. Los vicios de torsión de la extremidad inferior. *Rev Ortop Traumatol* 1987;**33IB**:131–135.
68. Ballester J. Desalineaciones torsionales de las extremidades inferiores. Implicaciones clinicopatológicas. *Monogr SECOT* 2, 2000.
69. Dienst M, Schneider G, Altmeyer K, Voelkerling K, Georg T, Kramann B, Kohn D. Correlation of intercondylar notch cross sections to the ACL size: a high resolution MR tomographic in vivo analysis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2007;**127**:253–260.
70. Chandrashekar N, Slauterbeck J, Hashemi J. Sex-based differences in the anthropometric characteristics of the anterior cruciate ligament and its relation to intercondylar notch geometry: a cadaveric study. *Am J Sport Med* 2005;**33**:1492–1498.
71. Meister K, Talley MC, Horodyski MB, Indelicato PA, Hartzel JS, Batts J. Caudal slope of the tibia and its relationship to non-contact injuries to the ACL. *Am J Knee Surg* 1998;**11**:217–219.

72. Stijak L, Herzog RF, Schai P. Is there an influence of the tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? A casecontrol study. *Traum Arthrosc* 2008;**16**:112–117.
73. Allen MK, Glasoe W. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train* 2000;**35**:403–406.
74. Philippon M, Dewing C, Briggs K, Steadman JR. Decreased femoral head-neck offset: a possible risk factor for ACL injury. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2012;**20**:2585–2589.
75. Woodhouse E, Schmale GA, Simonian P, Tencer A, Huber P, Seidel K. Reproductive hormone effects on strength of the rat anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2007;**15**:453–460.
76. Jenkins WL, Killian CB, Williams DS, Loudon J, Raedeke SG. Anterior cruciate ligament injury in female and male athletes: the relationship between foot structure and injury. *J Am Pod. Med Assoc* 2007;**97**:371–376.
77. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, *et al.* Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sport Med* 2005;**33**:492–501.
78. Mitchell LC, Ford KR, Minning S, Myer GD, Maigne RE, Hewett TE. Medial foot loading pattern on ankle and knee landing biomechanics. *N Am J Sport Phys Ther* 2008;**3**:133–140.
79. Martineau PA, Al-Jassir F, Lenczner E, Burman M. Effect of the oral contraceptive pill on ligamentous laxity. *Clin J Sport Med* 2004;**14**:281–286.
80. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD. Effects of the menstrual cycle on anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *Am J Sport Med* 2007;**35**:659–668.
81. Hicks-Little CA, Thatcher JR, Hauth JM, Goldfuss AJ, Cordova ML. Menstrual cycle stage and oral contraceptive effects on anterior tibial displacement in collegiate female athletes. *J Sport Med Phys Fitness* 2007;**47**:255–260.
82. Hewett TE, Myer G. The effects of oral contraceptives on knee stability and neuromuscular performance in female athletes. *Med Sci Sport Exerc* 2000;**327**:S207.
83. Booth FW, Tipton CM. Ligamentous strength measurements in pre-pubescent and pubescent rats. *Growth* 1970;**34**:177–185.
84. Komatsuda T, Sugita T, Sano H, Kusakabe T, Watanuki M, Yoshizumi Y, *et al.* Does estrogen alter the mechanical properties of the anterior cruciate ligament? An experimental study in rabbits. *Acta Orthop* 2006;**77**:973–980.
85. Strickland SM, Belknap TW, Turner SA, Wright TM, Hannafin JA. Lack of hormonal influences on mechanical properties of sheep knee ligaments. *Am J Sport Med* 2003;**31**:210–215.
86. Sarwar R, Niclos BB, Rutherford O. Changes in muscle strength, relaxation rate and fatigability during the human menstrual cycle. *J Physiol* 1996;**493**:267–272.

87. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sport Med* 2007;**35**:235–241.
88. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;**23**:313–319.
89. Griffin LY, Angel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, *et al.* Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg* 2000;**8**:141–150.
90. Hewett TE. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. Strategies for intervention. *Sport Med* 2000;**29**:313–327.
91. Kirkendall DT, Garrett WE. The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. *Clin Orthop Relat Res* 2000;**372**:64–68.
92. Wallace BJ, Kernozek TW, Mikat RP, Wright GA, Simons SZ, Wallace KL. A comparison between back squat exercise and vertical jump kinematics: implications for determining anterior cruciate ligament injury. *J Strength Cond Res* 2008;**22**:1249–1258.
93. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sport Med* 2007;**35**:1123–1130.
94. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *Am J Sport Med* 2002;**30**:261–267.
95. Bellchamber TL, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech* 2000;**33**:1397–1403.
96. Coplan JA. Rotational motion of the knee. A comparison of normal and pronating subjects. *J Orthop Sport Phys Ther* 1989;**10**:366–369.
97. Powers C. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sport Phys Ther* 2003;**33**:639–646.
98. St Onge N, Duval N, Yahia L, Feldman AG. Interjoint coordination in lower limbs in patients with a rupture of the anterior cruciate ligament of the knee joint. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2004;**12**:203–216.
99. Ahmad CS, Clark AM, Heilmann N, Schoeb JS, Gardner TR, Levine WN. Effect of gender and maturity on quadriceps-to-hamstring strength ratio and anterior cruciate ligament laxity. *Am J Sport Med* 2006;**34**:370–374.
100. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sport Exerc* 2003;**35**:119–127.
101. Buchanan PA, Vardaxis VG. Sex-related and age-related differences in knee strength of basketball players ages 11–17 years. *J Athl Train* 2003;**38**:231–237.

102. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, *et al.* Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sport Exerc* 2001;**33**:1552–1566.
103. Mokhtarzadeh H, Yeow CH, Hong-Goh JC, Oetomo D, Malekipour F, Lee PV. Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *J Biomech* 2013;**46**:1913–1920.
104. Portes EM, Portes LA, Botelho VG, Souza Pinto S. Isokinetic torque peak and hamstrings/quadriceps ratios in endurance athletes with anterior cruciate ligament laxity. *Clinics* 2007;**62**:127–132.
105. Wojtys EM, Huston LJ, Schock HJ, Boylan JP, Ashton-Miller JA. Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. *J Bone Jt Surg Am* 2003;**85**:782–789.
106. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR, Cochrane JL. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sport Exerc* 2001;**33**:1176–1181.
107. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sport Med* 2005;**33**:1022–1029.
108. Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. *Am J Sport Med* 1996;**24**:427–436.
109. Magnussen RA, Granan LP, Dunn WR, Amendola A, Andrish JT, Brophy R, *et al.* Cross-cultural comparison of patients undergoing ACL reconstruction in the United States and Norway. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2010;**18**:98–105.
110. Alentorn-Geli E, Samitier G, Álvarez P, Steinbacher G, Cugat R. Anteromedial portal versus transtibial drilling techniques in ACL reconstruction: a blinded cross-sectional study at two-to five-year follow-up. *Int Orthop* 2010;**34**:747–754.
111. Steckel H, Starman JS, Baums MH, Klinger HM, Schultz W, Fu FH. The double-bundle technique for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic overview. *Scand J Med Sci Sport* 2007;**17**:99–108.
112. Shelbourne KD, Davis TJ. Evaluation of knee stability before and after participation in a functional sports agility program during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sport Med* 1999;**27**:156–161.
113. Schantz PG. Plasticity of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand Suppl* 1986;**558**:1–62.
114. Padykula HA, Herman E. The specificity of the histochemical method for adenosine phosphatase. *J Histochem Cytochem* 1955;**3**:170–195.
115. Holloszy JO. Biochemical adaptations in muscle. Effects of exercise on mitochondrial oxygen uptake and respiratory enzyme activity in skeletal muscle. *J Biol Chem* 1967;**242**:2278–2282.
116. Bergstrom J, Hultman E. Muscle glycogen synthesis after exercise: An enhancing factor localized to the muscle cells in man. *Nature* 1966;**210**:309–310.

117. Engel WK. The essentiality of histo- and cytochemical studies of skeletal muscle in the investigation of neuromuscular disease. *Neurology* 1962;**12**:778–784.
118. Harridge SD, White MJ. A comparison of voluntary and electrically evoked isokinetic plantar flexor torque in males. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1993;**66**:343–348.
119. Kaneko M, Fuchimoto T, Toji H. Training effect of different loads on the force–velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scand J Sport Sci* 1983;**5**:50–55.
120. Moritani T, deVries H. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am J Phys Med* 1978;**57**:263–277.
121. Fukunaga T, Ito M, Ichinose Y, Kuno S, Kawakami Y, Fukashiro S. Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J Appl Physiol* 1996;**81**:1430–1433.
122. Alanen AM, Falck B, Kalimo H, Komu ME, Alanen AM, Falck B, *et al.* Ultrasound, computed tomography and magnetic resonance imaging in myopathies: correlations with electromyography and histopathology. *Acta Neurol Scand* 1994;**89**:336–346.
123. Kinugasa R, Akima H. Neuromuscular activation of triceps surae using muscle functional MRI and EMG. *Sci Sport Exerc* 2005;**37**:593–598.
124. Maton B, Petitjean M, Cnockaert JC. Phonomyogram and electromyogram relationships with isometric force reinvestigated in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1990;**60**:194–201.
125. Barry DT, Geiringer SR, Ball RD. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Muscle Nerve* 1985;**8**:189–194.
126. Zhang Y, Frank CB, Rangayyan RM, Bell GD. A comparative study of simultaneous vibromyography and electromyography with active human quadriceps. *IEEE Trans Biomed Eng*. *IEEE Trans Biomed Eng* 1992;**39**:1045–1052.
127. Valencic V. Direct measurement of the skeletal muscle tonus. Advances in external control of human extremities. *Nauk. Belgrado* 1990.
128. Wong Y. Letter to the editor: "accelerometer and mechanomyogram". *J Biomech* 2001;**34**:557.
129. Orizio C. Comments on the letter: "accelerometer and mechanomyogram". *J Biomech* 2002;**35**:385.
130. Orizio C, Liberati D, Locatelli C, DeGrandis D, Veicsteinas A. Surface mechanomyogram reflects muscle fibres twitches summation. *J Biomech* 1996;**29**:475–481.
131. Orizio C, Baratta R, Zhou B, Solomonow M, Veicsteinas A. Force and surface mechanomyogram relationship in cat gastrocnemius. *Electromyogr Kinesiol* 1999;**9**:131–140.

132. Orizio C, Baratta RV, Zhou BH, Solomonow M, Veicsteinas A. Force and surface mechanomyogram frequency responses in cat gastrocnemius. *J Biomech* 2000;**33**:427–433.
133. Orizio C, Veicsteinas A. Soundmyogram analysis during sustained maximal voluntary contraction in sprinters and long distance runners. *Int J Sport Med* 1992;**13**:594–599.
134. Dahmane R, Djordjevic S, Simunic B, Valencic V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle histochemical and tensiomyographical evaluation. *J Biomech* 2005;**38**:2451–2459.
135. Dahmane R, Valencic V, Knez N, Er en I. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Med Biol Eng Comput* 2000;**38**:51–55.
136. Knez N, Valencic V. Influence of impulse duration on skeletal muscle belly response. *Proc. IX Electrochemical Comput. Sci. Conf. Sept 21-23; Portoroz, Eslovenia* 2000.
137. Valencic V, Knez N, Simunic B. Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomed Eng* 2001;**1**:1–10.
138. Simunic B. Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation. *tesis Dr. Ing. Eléctrica Ljubljana, Eslovenia*, 2003.
139. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, da Silva-Grigoletto ME, García-Manso J. Reproducibilidad a corto plazo de la respuesta muscular mediante tensiomiografía. *Rev Med Dep* 2012;**5**:28–40.
140. Djordjevic S, Valencic V, Knez N, Dahmane R, Jurcic-Zlobec B, Bednarik J. Contractile properties of skeletal muscles of two groups of sportsmensprinters and cyclist measured by Tensiomyography. 2000 Pre-Olympic Congress. Brisbane, Australia. Abstract 220, 2000.
141. Gorelick ML, Brown JM. Mechanomyographic assessment of contractile properties within seven segments of the human deltoid muscle. *Eur J Appl Physiol* 2007;**100**:35–44.
142. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, González JM, García-Manso J. Efecto de la fatiga sobre el comportamiento mecánico muscular tras un entrenamiento intensivo de fuerza. III Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y la Educación Física Universidad de Vigo y Sportis; Formación Deportiva; 6-9 de mayo, 2010.
143. Simunic B. Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation. *Tesis doctoral*. Facultad de Ingeniería Eléctrica: Ljubljana, Eslovenia 2003.
144. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, Vaamonde D, García-Manso J. Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions. *Rev Andal Med Deport* 2010;**3**:81–86.
145. Belic A, Knez N, Karba R, Valencic V. Validation of the human muscle model. *Proc. Summer Comput. Simul. Conf. Sess. 1 Issues Whole Body Model. Jul 16-20; Vancouver, Canadá* 2000.
146. Dahmane R, Valencic V, Knez N, Er en I. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Med Biol Eng Comp* 2001;**51**:51–56.

147. Kerševan K, Valencia V. Fatigue proces of type I and Type II muscle fibers. Proceedings of 7a Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation. Department of Biomedical Engineering and Physics University; Viena, Austria, 2001:106–109.
148. Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, de Saa Y. Aplicación de la tensiomiografía (TMG) en jugadores de voleyplaya. Estudio de caso. III Congr. Int. Virtual-presencial Investig. en la Act. Física y el Deport. Dep. Ciencias la Act. Física y del Deport. la Univ. del País Vasco, 2009.
149. García-Manso JM, Rodriguez-Matoso D, Rodriguez Ruiz D, Samiento S, de Saa Y, Calderon Y. Effect of cold-water immersion on skeletal muscle contractile properties in soccer players. *Am J Phys Med Rehabil* 2011;**90**:356–363.
150. Rusu L, Călina ML, Avramescu ET, Păun E, Vasilescu M. Neuromuscular investigation in diabetic polyneuropathy. *Rom J Morphol Embryol* 2009;**50**:283–290.
151. Lukic D. La tensiomiografía al servicio del deportista. *Taller II Congr. Int. Univ. sobre Ciencias la Salud y el Deport. Madrid Univ. San Pablo CUE*, 2003.
152. Rodríguez-Ruiz D, Quiroga ME, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, de Saa Y. Aplicación de la tensiomiografía (TMG) en jugadores de vóley-playa. Estudio de caso. O. Usabiaga, J. Castell. J. Etxebeste, eds. Investig. para innovar en la Act. física y el Deport. Vitoria Ed. Gidekit 200:121–130.
153. Valencic V, Knez N. Tensiomyography: detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomed Eng* 2001;**1**:1–10.
154. Krizaj D, Simunic B, Zagar T. Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;**18**:645–651.
155. BeB D, Simunic B. Modelling of longitudinal and transversal skeletal muscle belly deformation. Tesis doctoral. Facultad de Ingeniería Eléctrica: Ljubljana, Eslovenia, 2003.
156. Dahmane R, Djordjevic S, Smerdu V, Dahmane R, Djordjevic S, Smerdu V. Adaptive potential of human biceps femoris muscle demonstrated by histochemical, immunohistochemical and mechanomyographical methods. *Med Biol Eng Comput* 2006;**44**:999–1006.
157. Tous-Fajardo J, Moras G, Rodriguez-Jiménez S, Usach R, Doutres DM, Maffiuletti NA. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;**20**:767-766.
158. Ditroilo M, Watsford M, De Vito G. Validity and inter-day reliability of a free-oscillation test to measure knee extensor and knee flexor musculoarticular stiffness. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;**21**:492–498.
159. García-Manso JM, Rodriguez Matoso D, Sarmiento S, de Saa Y, Vaamonde D, Rodriguez-Ruiz D, Silva-Grigoletto ME. La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular en el deporte. *Rev Andaluza Med del Deport* 2010;**3**:98–102.
160. Valencic V, Knez N. Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org Artific Org* 1997;**21**:240–242.



161. García-Manso JM, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, de Saa Y, Sarmiento S, Quiroga M. Assessment of muscle fatigue after an ultra-endurance triathlon using tensiomyography (TMG). *J Sports Sci* 2011;**29**:619–625.
162. Rodríguez-Matoso D, Rodríguez-Ruiz D, Sarmiento S, de Saa Y, García-Manso JM. Efecto de la fatiga sobre el comportamiento mecánico muscular tras un entrenamiento intensivo de fuerza. II Congr. Int. Ciencias del Deport. y la Educ. Física Univ. Vigo y Sport. Form. Deport 2010.
163. Hunter AM, Smith IJ, Watt JM, Yirrell Ch. The Effect of Massage on Force Production and Tensiomyography. *Med Sci Sport Exe* 2006;**38**:S27.
164. Valencic V, Djordjevic S, Knez N, Dahmane R, Coh M, Jurcic-Zlobec B, *et al.* Proceedings of Pre-Olympic Congress; Brisbane, Australia. *Sport Med* 2000;p:507.
165. Pisot R, Valencic V, Simunic B. U. Pi. in Proc. Int. Sport. Med. Conf. 2001 Sept; Trinity Coll. Dublin, 2001:176–177.
166. Quiroga ME, Rodríguez-Ruiz D, Rodríguez-Matoso D, Sarmiento S, de Saá Y, *et al.* Evaluación de las características mecánicas del músculo mediante la tensiomiografía. Estudio de casos. VIII Congreso Internacional sobre Entrenamiento en Voleibol; octubre 10-12, Valladolid: Junta de Castilla y León, 2009.
167. Rusu LD, Cosma GG, Cernaianu SM, Marin MN, Rusu PF, Ciocanescu DP, Neferu FN. Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *J. Neuroeng Rehabil* 2013;**10**:67.
168. Posthumus M, Collins M, September AV, Schweltnus MP. The intrinsic risk factors for ACL ruptures: an evidence-based review. *Phys Sport Med* 2011;**39**:62–73.
169. Delince P, Ghafil D. Anterior cruciate ligament tears: conservative or surgical treatment? A critical review of the literature. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2012;**20**:48–61.
170. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sport Med* 2005;**33**:1022–1029.
171. St Onge N, Chevalier Y, Hagemeister N, Van De PM, de Guise J. Effect of ski binding parameters on knee biomechanics: a three-dimensional computational study. *Med Sci Sport Exerc* 2004;**36**:1218–1225.
172. Valencic V, Knez N. Measuring of the skeletal muscles dynamic properties. *Artific Org* 1997;**21**:240–242.
173. Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol* 1991;**437**:287–304.
174. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated side-cut maneuver. *Am J Sport Med* 2007;**35**:1888–1900.

175. Landry SC, McKean KA, Hubley-Kozey CL, Stanish WD, Deluzio KJ. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated run and crosscut maneuver. *Am J Sport Med* 2007;**35**:1901–1911.
176. Pflum MA, Shelburne KB, Torry MR, Decker MJ, Pandy MG. Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. *Med Sci Sport Exerc* 2004;**36**:1949–1958.
177. Friemert B, Faist M, Spengler C, Gemgross H, Claes L, Melnyk M. Intraoperative direct mechanical stimulation of the anterior cruciate ligament elicits short- and medium-latency hamstring reflexes. *J Neurophysiol* 2005;**94**:3996–4001.
178. Boerboom AL, Hof AL, Halbertsma JP, van Raaij JJ, Schenk W, Diercks RL, van Horn JR. Atypical hamstrings electromyographic activity as a compensatory mechanism in anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2001;**9**:211–216.
179. Osternig LR, Caster BL, James CR. Contralateral hamstring (biceps femoris) coactivation patterns and anterior cruciate ligament dysfunction. *Med Sci Sport Exerc* 1995;**27**:805–808.
180. Cowling EJ, Steele JR, McNair PJ. Effect of verbal instructions on muscle activity and risk of injury to the anterior cruciate ligament during landing. *Br J Sport Med* 2003;**37**:126–130.
181. McNair PJ, Wood GA. Frequency analysis of the EMG from the quadriceps of anterior cruciate ligament deficient individuals. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1993;**33**:43–48.
182. Sando B. Sir William Refshauge Lecture 2003. Challenges in sports medicine. *J Sci Med Sport* 2003;**6**:247–259.
183. Williams GN, Buchanan TS, Barrance PJ, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Quadriceps weakness, atrophy, and activation failure in predicted noncopers after anterior cruciate ligament injury. *Am J Sport Med* 2005;**33**:402–407.
184. Hopkins JT, Hopkins JT, Ingersoll CD. Arthrogenic muscle inhibition: a limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil* 2000;**9**:135–159.



## *Apéndice*

---

Los artículos originados directamente a partir de la presente Tesis son los siguientes:

- **Alvarez-Diaz P**, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R. Comparison of tensiomyographic characteristics between the dominant and non-dominant lower extremity in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 19. [Epub ahead of print].
- Alentorn-Geli E, **Alvarez-Diaz P**, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ballester J, Cugat R. Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 8. [Epub ahead of print].
- Alentorn-Geli E, **Alvarez-Diaz P**, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ares O, Cugat R. Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 May 4. [Epub ahead of print].
- **Alvarez-Diaz P**, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Boffa JJ, Cuscó X, Ares O, Ballester J, Cugat R. Effects of anterior cruciate ligament injury on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Sep 25. [Epub ahead of print].
- **Alvarez-Diaz P**, Alentorn-Geli E, Ramon S, Marin M, Steinbacher G, Rius M, Seijas R, Ballester J, Cugat R. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on neuromuscular tensiomyographic characteristics of the lower extremity in competitive male soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Jul 22. [Epub ahead of print].

A continuación se adjunta también:

1. Escala de Tegner
2. Consentimiento Informado – Tensiomiografía
3. Informe Comité Ético (CEIC)



# 1. Escala de Tegner

## TEGNER ACTIVITY SCORE

NOMBRE

N° HISTORIA

FECHA

/ /201

**Indique el número que mejor describe su MÁXIMO nivel de actividad física (SOLO UNO).**

ANTES DE LESION

ACTUALMENTE

- 10** Deporte de competición: Ej. Fútbol/Rugby (1° división)
- 9** Deporte de competición: Fútbol/Rugby (no 1° división), Básquet, Artes marciales, Gimnasta
- 8** Deporte de competición: Paddle/Squash, Atletismo con saltos, Esquí tradicional
- 7** Deporte de competición: Tenis, Corredor, Automovilismo/Motociclismo  
 ó Deportista recreacional: Fútbol, Rugby, Baloncesto, Squash, Atletismo con saltos
- 6** Deporte recreacional: Tenis, Balonmano, Esquí, Corredor 5 o más veces por semana
- 5** Trabajo pesado (ej. construcción, carpintería)  
 ó Deporte de competición: Ciclismo, Esquí de fondo  
 ó Deporte recreacional: Atletismo de montaña 2 o más veces por semana
- 4** Trabajo intermedio (ej., limpieza, transportista, reponedor)  
 ó Deportes recreacionales: Ciclismo, Esquí de fondo, Atletismo 2 o más veces por semana
- 3** Trabajo liviano (ej. comercial, sanidad)  
 ó Natación competitiva o recreacional  
 ó Caminar en montaña
- 2** Trabajo liviano  
 ó Caminar en suelo irregular pero no en montaña
- 1** Trabajo sedentario  
 ó Caminar en suelo liso
- 0** Nula actividad física por sus problemas de rodilla





## 2. Consentimiento Informado - Tensiomiografía



### **CONSENTIMIENTO INFORMADO TENSIOMIOGRAFÍA** **Grupo Futbolista de élite**

Estimado Sr/Sra.:

Ha sido Vd. invitado/a a participar en un estudio clínico que supone INVESTIGACIÓN. La lectura de este documento y su conformidad con el mismo, una vez solventadas por su médico todas las dudas que puedan surgir, permitirá su inclusión en el mismo.

No está Vd. obligado/a a participar en este estudio, puede renunciar a él, ahora o en cualquier momento, sin tener que justificar su decisión y sin que dicha decisión tenga consecuencia alguna.

Este trabajo se basa en evaluar la CONTRACTILIDAD MUSCULAR DE MIEMBROS INFERIORES DEL FUTBOLISTA DE ÉLITE. Se trata de una PRUEBA NO INVASIVA, selectiva y objetiva para medir las propiedades musculares contráctiles (básicamente tiempo de contracción -Tc- y desplazamiento -Dm-) en condiciones isométricas y de electroestimulación **submáxima**. El desplazamiento muscular es proporcional a la fuerza muscular.

#### **Desarrollo del estudio**

A partir del momento de la firma de este consentimiento informado, Vd. podrá considerarse **incluido** en el estudio.

#### **Efectos secundarios y/o adversos**

No se han reportado ni se conocen, efectos secundarios o adversos derivados de la aplicación de este equipo.

#### **Confidencialidad**

Sus datos personales se mantendrán en la confidencialidad durante todo el ensayo y tras el mismo, en estricto cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

Sólo se accederá, por parte del personal médico, a la parte de la Historia clínica cuyos datos sean relevantes para el estudio, y en cualquier caso, nos comprometemos a guardar la más estricta confidencialidad.

Colaborará con el avance de la investigación y permitirá que su experiencia sea útil, ya sea en uno u otro sentido, para muchas personas.

#### **Aceptación**

He leído detenidamente este Consentimiento Informado, he preguntado al médico responsable de mi seguimiento, las dudas y cuestiones que he estimado pertinentes y he sido respondido a mi satisfacción, por lo que presto mi consentimiento para ser incluido en este estudio de investigación.

En....., a ..... de ..... De 201.....

Fdo. El / La Doctor.....  
DNI.....

Fdo. Paciente o representante legal.....  
DNI.....



### 3. Informe Comité Ético (CEIC)



#### INFORME DEL COMITÉ ÈTIC D'INVESTIGACIÓ CLÍNICA

Dr. Jaume Plana, com a Secretari del Comitè Ètic d'Investigació Clínica de la FUNDACIÓ UNIO CATALANA HOSPITALS

#### CERTIFIC A:

Que aquest Comitè en la seva reunió del dimarts, 30 d'agost, ha avaluat:

La proposta de l'Hospital Quirón, per que es realitzi l'estudi que porta per títol: "Función y contractibilidad muscular del paciente futbolista afecto de ruptura del LCA antes y después de su cirugía de reconstrucción." CEIC 11/63, i considera que:

Es compleixen els requisits necessaris d'idoneïtat del protocol en relació amb els objectius de l'estudi i que estan justificats els riscos i les molèsties previsibles per al subjecte.

La capacitat de l'investigador i els mitjans disponibles són apropiats per portar a terme l'estudi.

Són adequats tant el procediment per obtenir el consentiment informat com la compensació prevista per als subjectes per danys que es puguin derivar de la seva participació a l'estudi.

Que aquest comitè accepta que aquest estudi es digui a terme al centre Hospital Quirón amb el Dr. Pedro Alvarez com investigador principal.

I que l'investigador principal no ha estat present en les deliberacions i aprovació d'aquest estudi.

#### MEMBRES DEL CEIC DE LA FUNDACIÓ UNIO CATALANA D'HOSPITALS

Dra. Imma Guasch Jordan	President	Metge
Dr. Jaume Plana Rodríguez	Secretari	Metge
Dr. Andreu Fenellosa	Vocal	Metge
Dr. Miquel Nolla Salas	Vocal	Metge
Dra. Rosa Morros Pedrós	Vocal	Farmacòloga Clínica
Dr. Jaume Trapé Pujol	Vocal	Farmacèutic
Dra. Maria Immaculada Torre	Vocal	Farmacèutica
Dra. Concha Antolin	Vocal	Farmacèutica
Sra. Elisabet Juan Badia	Vocal	Infermera
Sra. Judith Noguera	Vocal	Infermera
Sr. Joan Pi Comellas	Vocal	Psicòleg
Sr. Josep M Bosch Vidal	Vocal	Advocat
Sra. Vanessa Massó Marigot	Vocal	C. Empresarials

Barcelona, 12 de setembre de 2011



Dr. Jaume Plana  
Secretari del CEIC

