



# Método de valoración activo y pasivo de la dorsiflexión de tobillo en futbolistas

**Trabajo final de Grado**

**Grado de Podología UB**

**Autores:** Iris San José Barragán y Eider Pérez de Caballero Valenzuela

**Tutor:** Montserrat Marugán de los Bueis

**Fecha de presentación:** 4 de junio de 2015



## ÍNDICE

INDICE DE TABLAS UTILIZADAS.....	5
ÍNDICE DE FIGURAS O ILUSTRACIONES.....	6
RESUMEN / PALABRAS CLAVE.....	8
ABSTRACT / KEY WORDS.....	8
1. INTRODUCCIÓN.....	9
1.1 LIMITACIÓN DE LA DFT.....	9
2. CONTEXTUALIZACIÓN TEÓRICA.....	10
2.1 HISTORIA Y NOMENCLATURA.....	10
2.2 ANATOMÍA DEL TRICEPS SURAL.....	11
2.3 ETIOLOGÍA.....	11
2.3.1 Cambios de actividad.....	11
2.3.2 Cambios fisiológicos en los músculos y tendones.....	12
2.3.3 Genética.....	12
2.3.4 Evolución.....	12
2.4 FISIOLOGÍA.....	13
2.5 BIOMECÁNICA.....	14
2.5.1 El sistema aquileo-calcáneo-plantar.....	16
2.6 COMPLICACIONES O PATOLOGÍAS ASOCIADAS.....	18
2.7 TRATAMIENTO.....	19
2.8 LIMITACIÓN DE LA DFT EN EL FÚTBOL.....	19

<b>3. OBJETIVOS</b> .....	20
<b>3.1 OBJETIVOS PRINCIPALES</b> .....	20
<b>3.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS</b> .....	20
<b>4. HIPÓTESIS</b> .....	20
<b>5. MATERIAL Y METODOS</b> .....	21
<b>5.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA</b> .....	21
<b>5.2 TRABAJO DE CAMPO</b> .....	22
<b>5.2.1 Criterios de inclusión y exclusión de jugadores</b> .....	22
<b>5.2.2 Solicitud de permiso para la realización del estudio</b> .....	22
<b>5.2.3 Procedimiento</b> .....	23
<b>5.2.4 Instrumentación</b> .....	24
<b>5.2.5 Método de valoración</b> .....	24
<b>5.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO</b> .....	26
<b>5.3.1 Edad</b> .....	26
<b>5.3.2 Grados del rango de movilidad de DFA en descarga</b> .....	26
<b>5.3.3 Grados del rango de movilidad de DFP en descarga</b> .....	26
<b>5.3.4 Grados del rango de movilidad de DFT en carga</b> .....	26
<b>5.3.5 Centímetros de distancia del pie a la pared</b> .....	26
<b>5.3.6 Sexo</b> .....	27
<b>5.3.7 Miembros inferiores</b> .....	27
<b>5.3.8 Patologías asociadas</b> .....	27
<b>5.3.9 Fiabilidad inter-observadores</b> .....	27

<b>6. RESULTADOS</b> .....	<b>28</b>
<b>6.1 SEXO</b> .....	<b>28</b>
<b>6.2 EDAD</b> .....	<b>28</b>
<b>6.3 DORSIFLEXIÓN DE TOBILLO PASIVA</b> .....	<b>29</b>
<b>6.4 DORSIFLEXIÓN DE TOBILLO ACTIVA</b> .....	<b>29</b>
<b>6.5 GRADOS DEL RANGO DE MOVILIDAD DE DFT EN CARGA</b> .....	<b>30</b>
<b>6.6 DISTANCIA EN CM A LA PARED</b> .....	<b>30</b>
<b>6.7 FIABILIDAD INTER-OBSERVADORES EN DESCARGA</b> .....	<b>31</b>
<b>6.7.1 Resultado del test de Hipótesis</b> .....	<b>33</b>
<b>6.8 FIABILIDAD INTER-OBSERVADORES EN CARGA</b> .....	<b>35</b>
<b>6.8.1 Resultado del test de Hipótesis</b> .....	<b>36</b>
<b>6.9 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL ACTIVA Y PASIVA</b> .....	<b>37</b>
<b>6.9.1 Resultado del test de hipótesis</b> .....	<b>38</b>
<b>6.10 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL DE TOBILLO POR SEXO</b> .....	<b>39</b>
<b>6.10.1 Resultado del test de hipótesis</b> .....	<b>40</b>
<b>6.11 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL DE TOBILLO POR EDAD</b> .....	<b>41</b>
<b>6.12 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL DE TOBILLO POR EXTREM</b> .....	<b>42</b>
<b>6.12.1 Resultado del test de hipótesis</b> .....	<b>42</b>
<b>7. DISCUSIÓN</b> .....	<b>43</b>
<b>7.1 OBTENCIÓN DE UN MÉTODO DE VALORACIÓN FIABLE</b> .....	<b>43</b>
<b>7.2 GRADOS DE LIMITACIÓN PARA CONSIDERAR EQUINO</b> .....	<b>44</b>
<b>7.3 INSTRUMENTOS DE VALORACIÓN</b> .....	<b>44</b>
<b>7.4 VALORACIÓN DE LA DFT EN CARGA Y/O DESCARGA</b> .....	<b>46</b>

<b>7.5 POSICIÓN DEL PACIENTE DURANTE LA VALORACIÓN.....</b>	<b>47</b>
<b>7.5.1 Posición de la cadera.....</b>	<b>47</b>
<b>7.5.2 Posición de la rodilla.....</b>	<b>48</b>
<b>7.5.3 Posición de la articulación de la articulación subtalar.....</b>	<b>48</b>
<b>7.6 VALORACIÓN EN DESCARGA DE LA DF ACTIVA Y/O PASIVA...49</b>	
<b>7.6.1 Relación de los resultados con la hipótesis principal.....</b>	<b>50</b>
<b>7.7 EN RELACIÓN CON EL TEST DE LUNGE.....</b>	<b>52</b>
<b>8. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....</b>	<b>53</b>
<b>9. CONCLUSIONES.....</b>	<b>53</b>
<b>10. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>54</b>
<b>11. AGRADECIMIENTOS.....</b>	<b>63</b>
<b>12. ANEXOS.....</b>	<b>64</b>
<b>12.1 ANEXO I: ABREVIATURAS.....</b>	<b>64</b>
<b>12.2 ANEXO II: FICHA PODOLÓGICA.....</b>	<b>65</b>

## ÍNDICE DE TABLAS UTILIZADAS

<b>Tabla 6.1:</b> Distribución en función del sexo de los participantes.....	29
<b>Tabla 6.2:</b> Distribución en función de la edad.....	29
<b>Tabla 6.3:</b> Distribución de la DFP entre miembros y extremidades.....	30
<b>Tabla 6.4:</b> Distribución de la DFA entre miembros y extremidades.....	30
<b>Tabla 6.5:</b> Distribución de la DFT en carga entre miembros y extremidades...	31
<b>Tabla 6.6:</b> Distribución de la distancia en cms a la pared.....	31
<b>Tabla 6.7:</b> Distribución de la fiabilidad inter-observador de la DFP y la DFA...	34
<b>Tabla 6.8:</b> Distribución de la fiabilidad inter-observador con intervalo.....	35
<b>Tabla 6.9:</b> Distribución de la fiabilidad inter-observador del TLG.....	37
<b>Tabla 6.10:</b> Distribución de la fiabilidad inter-observador con intervalo.....	37
<b>Tabla 6.11:</b> Distribución de la relación entre la DFP y la DFA.....	38
<b>Tabla 6.12:</b> Distribución de las diferencias entre la DFP y la DFA.....	39
<b>Tabla 6.13:</b> Distribución de la fiabilidad inter-observador con intervalo.....	40
<b>Tabla 6.14:</b> Distribución de la DFP y de la DFA en función del sexo.....	41
<b>Tabla 6.15:</b> Distribución de las diferencias entre las extremidades.....	43

## ÍNDICE DE FIGURAS O ILUSTRACIONES EMPLEADAS

<b>Gráfica 6.1:</b> Histograma de participación por sexo.....	29
<b>Gráfica 6.2:</b> Histograma de participación por edad.....	29
<b>Gráfica 6.3:</b> Representación de la DFP.....	30
<b>Gráfica 6.4:</b> Representación de la DFA.....	30
<b>Gráfica 6.5:</b> Representación de DFT en carga.....	31
<b>Gráfica 6.6:</b> Representación distancia cms.....	31
<b>Gráfica 6.7:</b> Diagrama de dispersión de la D-DFP-M1/M2.....	32
<b>Gráfica 6.8:</b> Diagrama de dispersión de la D-DFA-M1/M2.....	32
<b>Gráfica 6.9:</b> Diagrama de dispersión de la I-DFP-M1/M2.....	32
<b>Gráfica 6.10:</b> Diagrama de dispersión de la I-DFA-M1/M2.....	32
<b>Gráfica 6.11:</b> Bland-Altman de la D-DFP.....	33
<b>Gráfica 6.12:</b> Bland-Altman de la D-DFA.....	33
<b>Gráfica 6.13:</b> Bland-Altman de la I-DFP.....	33
<b>Gráfica 6.14:</b> Bland-Altman de la I-DFA.....	33
<b>Gráfica 6.15:</b> Diagrama de dispersión del D-TLG-M1/M2.....	36
<b>Gráfica 6.16:</b> Diagrama de dispersión del I-TLG-M1/M2.....	36
<b>Gráfica 6.17:</b> Bland-Altman de la D-TLG.....	36
<b>Gráfica 6.18:</b> Bland-Altman de la I-TLG.....	36
<b>Gráfica 6.19:</b> Representación de la relación entre la I-DFP y la I-DFA.....	38
<b>Gráfica 6.20:</b> Representación de la relación entre la D-DFP y la D-DFA.....	38
<b>Gráfica 6.21:</b> Representación de la relación de la D-DFP por sexos.....	40
<b>Gráfica 6.22:</b> Representación de la relación de la I-DFP por sexos.....	40

<b>Gráfica 6.23:</b> Representación de la relación de la D-DFA por sexos.....	40
<b>Gráfica 6.24:</b> Representación de la relación de la I-DFA por sexos.....	40
<b>Gráfica 6.25:</b> Representación de la relación de la D-DFP por edad.....	42
<b>Gráfica 6.26:</b> Representación de la relación de la I-DFP por edad.....	42
<b>Gráfica 6.27:</b> Representación de la relación de la D-DFA por edad.....	42
<b>Gráfica 6.28:</b> Representación de la relación de la I-DFA por edad.....	42
<b>Gráfica 6.29:</b> Representación de la DFP por extremidades.....	43
<b>Gráfica 6.30:</b> Representación de la DFA por extremidades.....	43
<b>Imagen 7.1:</b> Dispositivo IAROM.....	45
<b>Imagen 7.2:</b> Equinómetro mecánico.....	46
<b>Imagen 7.3:</b> Goniómetro de Möltgen. Aportación propia (AP).....	46
<b>Imagen 7.4:</b> Valoración en descarga de la DFP. AP.....	47
<b>Imagen 7.5:</b> Valoración en carga del Test de Lunge. AP.....	47
<b>Gráfica 7.1:</b> Histograma por intervalos del rango de DDFP.....	52
<b>Gráfica 7.2:</b> Histograma por intervalos del rango de DDFA.....	52
<b>Gráfica 7.3:</b> Histograma por intervalos del rango de IDFP.....	52
<b>Gráfica 7.4:</b> Histograma por intervalos del rango de IDFA.....	52



## RESUMEN

**Objetivos:** El objetivo de este estudio fue definir los valores de dorsiflexión de tobillo en jugadores de fútbol relacionando los resultados obtenidos en cada individuo y entre los individuos con el fin de obtener un buen método de valoración. **Método:** Se midió el rango de movimiento de la dorsiflexión de tobillo en carga y descarga de forma activa y pasiva. 96 jugadores de fútbol del sexo femenino y masculino formaron parte de este estudio. **Resultados:** Los examinadores resultan intercambiables estadísticamente por la fiabilidad inter-examinador obtenida. En la valoración de la dorsiflexión de tobillo activa se obtienen sistemáticamente 4,5° más de rango en cada jugador que en la medición pasiva con un p-valor <0,0001. **Conclusiones:** Debería realizarse la valoración de la dorsiflexión de tobillo de forma activa para aumentar la fiabilidad de las mediciones y minimizar la existencia de falsos diagnósticos de retracción del complejo muscular gastrocnemio-sóleo.

**PALABRAS CLAVE:** Dorsiflexión de tobillo, fútbol, gastrocnemio corto, fiabilidad inter-observador, método de valoración.

## ABSTRACT

**Objectives:** The objective of this study was to define the ankle dorsiflexion values in football players relating the results obtained in each individual and between individuals in order to get a good method of evaluation. **Method:** The range of motion of the ankle dorsiflexion was measured actively and passively in loading and unloading. 96 male and female football players were part of this study. The examiners are interchangeable statistically by the inter-examiner reliability obtained. In the valuation of the active ankle dorsiflexion they have been obtained systematically 4.5 ° more of range on every player than in the passive measurement with a p-value <0.0001. **Conclusions:** The evaluation of the ankle dorsiflexion should be made actively to increase the reliability of the measurements and minimize the existence of false diagnoses of retraction of the gastrocnemius-soleus muscle complex.

**KEY WORDS:** Ankle dorsiflexion, football, gastrocnemius tightness, inter-examiner reliability, method of evaluation.

## 1. INTRODUCCIÓN

El equinismo de tobillo es una restricción de la movilidad de la dorsiflexión de tobillo (DFT) de la que pueden derivar importantes consecuencias mecánicas y funcionales <sup>1</sup>. La limitación de la DFT puede constituir un factor de riesgo o estar asociado a numerosas patologías músculo esqueléticas.

Conseguir un método de valoración de la DFT fiable y que pueda estandarizarse es un propósito que vienen buscando muchos profesionales de la salud desde hace años. La obtención de un procedimiento de alta fiabilidad para dicha medición es de gran importancia en la práctica clínica, ya que su resultado puede influir en la toma de decisiones con respecto al paciente. Por tanto es esencial la capacidad de evaluar con precisión y fiabilidad la DFT <sup>2-17</sup>.

El propósito de este estudio es valorar el grado de DFT en jugadores de fútbol en carga y en descarga de forma activa y pasiva. Comparar los resultados por sexo, edad y extremidades y además relacionarlo con una posible contractura de gastrocnemio.

### 1.1 LIMITACIÓN DE LA DFT

Es necesario un rango adecuado de DFT para la realización de actividades como caminar, correr, subir y bajar escaleras, así como para absorber las fuerzas de impacto durante la realización de saltos.

La movilidad de tobillo depende de factores internos como la geometría de las superficies articulares, las estructuras músculo- tendinosas, la cápsula articular y otras partes blandas relacionadas con la articulación. También depende de factores externos como el uso de zapatos de tacón alto, la estructura del antepié o el tipo de actividad diaria.

El porcentaje de personas con gastrocnemio corto es alto en la población normal y significativamente mayor en personas con problemas de pie y tobillo. Según un estudio de 2002 <sup>18,19</sup> se identificó una incidencia de un 88% de contractura del gastrocnemio (< 10° de DFT) en pacientes con síntomas en antepié y/o mediopié en comparación con una incidencia del 44% en un grupo control de personas asintomáticas.

La contractura del gastrocnemio se identifica cuando la DFT es menor de 10° con la rodilla en extensión. Durante la fase terminal de la marcha se necesitan 10° de DFT con la rodilla en extensión para el avance de la tibia<sup>19</sup>.

Por tanto, en este estudio vamos a centrarnos en la limitación de la DFT consecuencia de la retracción del complejo del Tríceps sural, y en especial en el gastrocnemio corto por su alta incidencia en personas con patologías asociadas.

Hasta hace poco tiempo sólo se daba importancia a los equinismos graves, sin tener en cuenta que un equinismo moderado puede originar múltiples consecuencias y más aun si el paciente es un deportista.

## **2. CONTEXTUALIZACIÓN TEÓRICA**

### **2.1 HISTORIA Y NOMENCLATURA**

En general, antes del siglo XXI el acortamiento del complejo gastrocnemio-sóleo mayoritariamente había sido estudiado en individuos espásticos y con daño neurológico. Hasta este siglo se había prestado muy poca atención a los efectos patológicos existentes por la presencia de la brevedad del gastrocnemio en la población normal. Además no se hacía distinción entre el gastrocnemio corto o la retracción de todo el complejo gastrocnemio-sóleo<sup>18</sup>.

La deformidad en equino muscular del tobillo ocurre de dos formas: una en la que está afectado aisladamente el músculo gastrocnemio y otra en la que está afectado el complejo gastrocnemio-sóleo. El posicionamiento del pie en equino por la afectación del complejo gastrocnemio-sóleo se llamaba frecuentemente “la contractura del Aquiles”. Es un nombre inapropiado porque durante la DFT la rigidez que se percibe se produce en el vientre muscular y no en el tendón, e incluso se abordaba el tendón directamente para tratar este trastorno. El tendón puede ser responsable sólo del 3-5% de la rigidez. Cuando la contractura implica sólo el gastrocnemio, debería denominarse una retracción aislada del gastrocnemio<sup>20</sup>.

## 2.2 ANATOMÍA DEL TRICEPS SURAL

El Tríceps Sural es el grupo muscular que ocupa el compartimiento superficial posterior de la pierna y está formado por el gastrocnemio, el sóleo y el músculo plantaris. El gastrocnemio comprende 2 cabezas, una medial y otra lateral en su origen <sup>21-23</sup>. El músculo plantaris está ausente en un 6% a 8% de la población y se sitúa ente los vientres de los gastrocnemios y el sóleo hasta que alcanza el borde medial del tendón calcáneo (zona más frecuente de inserción) <sup>24-26</sup>. El sóleo se encuentra profundo al gastrocnemio y músculo plantaris. La unión del gastrocnemio y sóleo forman el tendón más largo y potente del cuerpo humano, el tendón calcáneo, que se inserta en la cara posterior de la bursa retrocalcánea. Es el tendón más lesionado de la pierna <sup>27-29</sup>.

## 2.3 ETIOLOGÍA

Según el artículo de James Amis de 2014 <sup>30</sup> existen 4 posibles causas de gastrocnemio corto: cambios de actividad, cambios fisiológicos en los músculos y en los tendones, genética y evolución. Los tres primeros se aplican en general a todos los músculos, y el cuarto se aplica en particular a los flexores de tobillo, isquiosurales y flexores de cadera.

### 2.3.1 Cambios de actividad

Cuando las personas envejecen o no son tan activas como otras, sus unidades músculo-tendinosas no alcanzan su longitud máxima con regularidad. Si estos hábitos se producen siempre, ya sea por la edad o por el estilo de vida, y durante un período de tiempo prolongado, las unidades músculo-tendinosas pueden acortarse. Un retorno a las actividades normales crea problemas por la contractura de gastrocnemio creada, éste es un proceso de rápida aparición.

Los deportistas también tienen mayor riesgo de dicha retracción por la acción repetitiva de correr. Mientras corren el gastrocnemio y los isquiosurales no se extienden en toda su longitud. Durante una carrera de muchos kilómetros éstos grupos musculares son hipertónicos y los músculos opuestos están más débiles. Con el tiempo, los músculos se adaptan a esta posición de retracción.

### **2.3.2 Cambios fisiológicos en los músculos y tendones**

Son cambios fundamentales que ocurren durante el envejecimiento en el colágeno y tejido conectivo. Hay una disminución de la elastina en los tejidos conectivos, lo que hace disminuir la flexibilidad de los músculos y tendones.

### **2.3.3 Genética**

La genética tiene un papel muy importante ya que podría explicar la tendencia familiar a la rigidez del gastrocnemio u otros grupos musculares.

### **2.3.4 Evolución**

Según el estudio de Cañellas A. y Viladot R.<sup>31</sup> el tendón de Aquiles corto que se observa con frecuencia en la población normal puede estar relacionado con la evolución de la marcha humana desde el inicio de la bipedestación. Nuestros predecesores en la escala filogenética y desde los primeros homínidos caminaban con rodillas en cierta flexión. Al realizarse la marcha con las rodillas en flexión, el músculo sóleo tenía mayor relevancia. En la actualidad la rodilla se encuentra en extensión completa tanto en la bipedestación como en la marcha. En ese momento de la evolución de la marcha humana en el que la rodilla se coloca en extensión completa, disminuye la tensión del sóleo y aumenta la tensión en el gastrocnemio.

Los humanos evolucionaron de cuadrúpedos a bípedos como principal medio de locomoción hace aproximadamente 2,2 a 3 millones de años entre los períodos Plioceno inferior y Mioceno. La deambulación bípeda trajo consigo el desarrollo de toda una serie de adaptaciones en la globalidad del cuerpo, no obstante la zona anatómica que más adaptaciones sufrió fueron los miembros inferiores.

Al mismo tiempo que la rodilla sufrió una extensión completa, el tobillo tuvo que relajarse y dorsiflexionarse aproximadamente 70° gracias a las modificaciones musculares. Esa DFT permite al músculo gastrocnemio cumplir su función de músculo bi-articular, es el momento en el que el sistema se hace más económico y adaptado a una bipedestación permanente. Por lo tanto, se relaciona el gastrocnemio corto con la evolución hacia la bipedestación.<sup>23</sup>

En el cuadrúpedo, los isquiosurales y el tríceps sural están contracturados mientras la rodilla está continuamente flexionada y el tobillo en una posición de flexión plantar. En el curso de la evolución, estos grupos musculares tuvieron que alargarse mientras que los grupos musculares opuestos tuvieron que acortarse<sup>30,32</sup>.

## 2.4 FISIOLÓGÍA

En general, existen dos tipos de fibras musculares esqueléticas, las fibras musculares tipo I, llamadas también de contracción lenta o rojas y las fibras musculares tipo II, llamadas también de contracción rápida o blancas. Las fibras musculares de tipo II a su vez se pueden clasificar en tres tipos: las fibras IIA, IIX y IIB.

Los diferentes tipos de fibras se encuentran en proporciones variables dentro de cada músculo. En un músculo lo habitual es que existan fibras de ambos tipos, aunque predomine en cantidad un porcentaje de un tipo que de otro. Las fibras de tipo I predominan en los músculos posturales y las de tipo II en los relacionados con el movimiento. El Gastrocnemio tiene predominio de fibras de tipo II o contracción rápida (a diferencia del sóleo, de tipo I o contracción lenta)<sup>33</sup>.

La composición de fibras musculares de un mismo músculo o grupo muscular es distinta entre los diversos individuos, con diferencias relacionadas principalmente con la dotación genética, aunque relativamente modificables con el entrenamiento. Éste puede modificar en parte dicha composición, aunque todavía se discute cómo y en qué medida<sup>34</sup>.

El gastrocnemio es un músculo bi-articular, que moviliza rodilla y tobillo. Se considera un flexor de rodilla y tobillo, y es más efectivo en el tobillo con la rodilla en extensión. El sóleo es más efectivo sobre el tobillo con la rodilla en flexión. La función principal del este músculo es propulsar el cuerpo hacia delante durante la marcha, mientras que el sóleo es un músculo postural que además actúa como una bomba vascular periférica.<sup>35</sup>

Los estudios fisiológicos muestran que cuando un músculo ya estirado es activado, la fuerza que desarrolla es superior gracias al almacenamiento de

energía elástica. Así, el músculo desarrolla una fuerza más importante por un gasto energético equivalente y permite un funcionamiento más económico del sistema músculo-tendinoso. Éste es el caso de un músculo bi-articular, necesariamente estirado en el momento de la ejecución de un movimiento. Estos tipos de músculos permiten un funcionamiento más económico del sistema músculo-tendinoso bajo el principio de almacenamiento-restitución de energía elástica descrito por Cavagna en 1968. El gastrocnemio no puede estar en tensión sin que el tobillo esté en flexión dorsal y la rodilla en extensión; es el momento en el que el sistema se hace más económico. La DFT permite al músculo cumplir su función de músculo bi-articular, confiriendo una ventaja mayor en términos de economía energética <sup>36</sup>.

En el estudio de Silver et al. <sup>37</sup> se determinaron los porcentajes de fuerza de algunos músculos para determinar la fuerza relativa de los mismos. El sóleo fue 30 %, la cabeza medial del gastrocnemio 13,7 % y la cabeza lateral 5,5%, sugiriendo que la fuerza de la flexión plantar principalmente reside en el sóleo y no en los gastrocnemios.

## 2.5 BIOMECÁNICA

Root et al. en su libro "Normal and abnormal function of the foot" en 1977 señaló que son requeridos 10° de DFT con la rodilla extendida para el avance de la tibia. Un menor rango de movimiento puede alterar potencialmente la marcha y provocar disfunciones en pie y tobillo <sup>38</sup>.

El ciclo de la marcha se divide en dos fases, la fase de apoyo (60% del ciclo) y la de balanceo (40%). Durante el 10% inicial y final de la fase de apoyo del ciclo de la marcha, ambos pies están en contacto con el suelo y en el 40% restante solo una de las extremidades soporta el peso ya que la otra se encuentra en oscilación para poder avanzar. <sup>39</sup>

El tobillo presenta dos períodos de dorsiflexión y flexión plantar durante cada ciclo de la marcha. Al principio de la fase de apoyo el tobillo presenta posición neutra. El rango de movimiento normal de la articulación de tobillo durante un ciclo de la marcha normal es de 7° de flexión plantar entre el 0% y el 12% del ciclo de la marcha (rocker 1 o fase de contacto). Entre el 12% y el 48% del ciclo

de la marcha se requieren 10° de DFT (apoyo medio o rocker 2). Entre el 48% y el 62% del ciclo de la marcha se produce una flexión plantar de tobillo de 20° (fase de despegue o rocker 3). Durante la oscilación, el tobillo regresa rápidamente a su posición neutra y permanece así hasta el inicio del siguiente ciclo<sup>39</sup>.

El complejo gastro-sóleo es un músculo cuya actividad comienza aproximadamente en el 10% del ciclo de la marcha, su máxima intensidad ocurre en el 40% (fin del segundo rocker) y la actividad cesa en el 50% del ciclo. El efecto combinado de la rodilla en extensión y la DFT pone el gastrocnemio en tensión debido a su carácter bi-articular. Este músculo juega un papel particularmente importante para flexionar la rodilla mientras plantarflexiona el tobillo, permitiendo así un aumento del espacio del pie respecto al suelo durante la fase de balanceo<sup>38, 39,40</sup>.

La fase de oscilación del 63% al 100% del ciclo de la marcha se caracteriza por la flexión simultánea de la articulación de la rodilla y la flexión plantar de tobillo, con el músculo gastrocnemio en relajación máxima, por lo que carece de relevancia en este estudio.

Justo antes del despegue de talón del suelo, la longitud relativa de los gastrocnemios comparada con la longitud de la tibia se convierte en significativa. En este momento el pie actúa como una base sobre la cual la extremidad y el cuerpo deben avanzar hacia delante (final del 2° rocker del pie). Cuando este movimiento de DFT está limitado, debe ser compensado en algún nivel de la extremidad inferior: rotación externa de la pierna, recurvatum de rodilla, exceso de pronación anómala en el retropié a través del eje oblicuo de la articulación subtalar, etc<sup>38, 39,40</sup>.

En caso de gastrocnemio corto el talón se eleva del suelo antes de tiempo (despegue precoz de talón) y se transfiere más peso durante un período prolongado en la parte anterior del pie. Esta transmisión se produce a través del tendón calcáneo, a continuación a la fascia plantar y en último lugar a la parte delantera del pie. Por lo tanto, el aumento de tensión a través del tendón calcáneo eleva la carga en la fascia plantar y en el antepié. El riesgo de aumento de las cargas y presiones en mediopié y antepié aparece cuando los



músculos están en estiramiento máximo. Esto ocurre durante la marcha cuando la rodilla está en posición de extensión máxima y el tobillo en posición de DFT, el gastrocnemio está en tensión máxima y en este período de tiempo se ocasionan todos los trastornos a consecuencia de esta retracción <sup>35</sup>. Es entonces cuando nos preguntamos cuál es la relación que existe entre el complejo gastrocnemio-sóleo y la fascia plantar del pie.

### **2.5.1 El sistema aquileo-calcáneo-plantar (SACP)**

La relación exacta que tiene el gastrocnemio corto con la fascia plantar actualmente sigue siendo objeto de debate.

El sistema Aquileo-calcáneo-plantar fue descrito en 1953 por R. Arandes y A. Viladot. Tres unidades diferentes como son el tendón de Aquiles, el calcáneo y la aponeurosis plantar formarían un sistema tendinoso-óseo-aponeurótico encargado básicamente de realizar la flexión plantar de tobillo. Los autores justificaron dicho sistema mediante observaciones ontogénicas y filogenéticas de una continuidad anatómica marcada entre el tendón de Aquiles y la aponeurosis plantar. <sup>41,42</sup>

Estas observaciones se han confirmado en un estudio posterior sobre el desarrollo embriológico del tendón de Aquiles en el que observaron continuidad de fibras entre el tendón de Aquiles y la fascia plantar. Consideran la existencia de un tendón único que se habría convertido en dos estructuras diferentes (tendón calcáneo y aponeurosis plantar, vista ésta como una continuación del primero bajo la planta del pie), por tanto las propiedades de ambas estructuras deberían ser similares. Eso es lo que llevo a pensar a estos autores que la fuerza del tendón de Aquiles se transmitiría a partir de la tuberosidad posterior de calcáneo a la fascia plantar. El SACP es una unidad que sirve para transmitir hacia las estructuras distales del pie la fuerza del tendón de Aquiles. <sup>41</sup>. También en ocasiones es denominado como sistema gastro-sóleo-Aquileo-plantar. Refieren que el tríceps sural que termina en el tendón de Aquiles, se refleja en la tuberosidad del calcáneo, continuando con la aponeurosis plantar y la musculatura corta plantar (flexores cortos del pie), hasta llegar a insertarse en los dedos del pie <sup>42</sup>.

De esta manera explican la relación del gastrocnemio corto con el aumento de la tensión en la fascia plantar. Esta idea ha estado presente y aceptada durante más de 50 años, sin embargo esta conexión anatómica no está del todo clara a pesar de todos los estudios actuales que existen, ya que no se observa en todos los sujetos estudiados <sup>43</sup>.

Aunque no está claro que exista esta conexión anatómica, se ha demostrado una conexión mecánica entre el músculo gastrocnemio, por medio del tendón calcáneo, y la fascia plantar <sup>44</sup>. Según un estudio la aponeurosis plantar transmite grandes fuerzas entre el retropié y el antepié durante la fase de apoyo de la marcha. La aponeurosis plantar desempeña un papel importante en la transmisión de las fuerzas del tendón calcáneo al antepié en la última parte de la fase de apoyo de la marcha <sup>45</sup>.

Para facilitar la comprensión de la relación existente entre el músculo gastrocnemio y la fascia plantar se puede utilizar un modelo de pie en el plano sagital como el descrito por Kevin Kirby para explicar la interacción mecánica del pie y tobillo en este plano <sup>46</sup>.

En dinámica, durante el choque de talón las Fuerzas de reacción del suelo (FRS) están actuando principalmente en el retropié y poco o nada en el antepié. El músculo gastrocnemio está relajado y el tendón calcáneo y la fascia plantar tiene poca o ninguna tensión. Cuando el pie progresa a la fase de apoyo, el músculo gastrocnemio comienza a trabajar de forma activa, el tendón ejerce una fuerza de tensión en el calcáneo y las FRS aparecen en el antepié. Esta fuerza del tendón calcáneo produce un momento de flexión plantar de tobillo que desacelera el desplazamiento anterior de la tibia sobre el pie (se opone al movimiento de la flexión dorsal de la articulación del tobillo. La fascia plantar empieza a aumentar su fuerza tensional para contrarrestar la fuerza de aplanamiento del arco, limitando el colapso del pie. A medida que el ciclo de la marcha continúa y el pie entra en la fase propulsora, el talón empieza a despegar del suelo y todas las FRS son concentradas en el antepié <sup>43</sup>.

Varios estudios apoyan la existencia de una relación funcional entre el músculo gastrocnemio y la fascia plantar mucho más allá de una sencilla conexión anatómica. Aún no se puede aceptar esta teoría biomecánica ya que muchos

aspectos no han sido estudiados en profundidad y sería pronto para realizar una afirmación de la misma. Pero esta explicación mecánica puede explicar la asociación de diversos trastornos del pie asociados a la retracción del gastrocnemio.

## 2.6 COMPLICACIONES O PATOLOGÍAS ASOCIADAS

Los estudios han demostrado que la presencia de deformidad equina moderada puede provocar que individuos sanos adopten patrones compensatorios de marcha (genu recurvatum, elevación precoz del talón, pronación excesiva de la articulación subtalar), la cual predispone a los individuos al desarrollo de patologías. Adquiriendo una gran importancia las poblaciones deportivas<sup>18, 47-58</sup>.

En un estudio de 2003 se concluyó que el riesgo de la fasciopatía plantar aumenta a medida que el rango de DFT disminuye<sup>47</sup>. En un estudio de 2011 observó tras la evaluación de pacientes con fasciopatía plantar que el 83% tenían una DFT limitada (57% una contractura aislada del gastrocnemio, 26 % contractura del complejo gastrocnemio-soleo) y 17% no tenían limitación de la DFT<sup>48</sup>.

La retracción del complejo gastrocnemio-sóleo aumenta la tensión en el tendón calcáneo y puede manifestarse con una degeneración patológica del mismo.<sup>49, 50,53</sup>

Las metatarsalgias también están vinculadas a una limitación de la DFT ya que hay un cambio de la presión que soporta el retropié al antepié, además de una migración de la almohadilla grasa plantar<sup>53</sup>.

Existe una relación entre la contractura en equino y la deformidad del pie plano, pero no se sabe la relación causa-efecto y es controvertido<sup>56</sup>.

La cinética y la cinemática de la articulación de la rodilla en los planos sagital y frontal se ven afectados por la restricción de la DFT. Es posible que las limitaciones en DFT puedan crear un empuje lateral en la rodilla, aumentando el varo de rodilla en carga<sup>59</sup>.

## 2.7 TRATAMIENTO

Existen diversas opciones de tratamiento del gastrocnemio corto que no abordaremos en profundidad por no ser objeto de este estudio, pero se nombran brevemente algunos de ellos. Los estiramientos pueden ser muy eficaces cuando se realizan adecuadamente dentro de un programa de tratamiento para pacientes con lesiones asociadas a la limitación de la DFT<sup>60,61</sup>. Se realiza tratamiento con soportes plantares con el objetivo de aumentar la superficie de apoyo plantar, compensar la asimetría de apoyo entre antepié y retropié, y descargar la zona de hiperpresión metatarsal<sup>1,60</sup>. Según un estudio el Taping del astrágalo incrementa el rango de la DF de tobillo durante la marcha, aunque se considera una novedosa intervención que debe seguir siendo estudiada<sup>62</sup>. La literatura científica continúa creciendo en apoyo a la utilización de la recesión quirúrgica aislada del gastrocnemio como una estrategia de tratamiento eficaz para una variedad de patologías de las extremidades inferiores, aunque se necesitan niveles de evidencia más altos y más investigaciones controladas para definir la verdadera eficacia y las aplicaciones ideales de la recesión aislada del gastrocnemio en el adulto<sup>19, 23, 50,51, 55, 57, 60, 62-65</sup>.

## 2.8 LIMITACIÓN DE LA DFT EN EL FÚTBOL

Los jugadores de fútbol presentan mayor retracción en la cadena muscular posterior apareciendo alteraciones como: la retroversión pélvica, el varo de rodillas, el varo de calcáneo y el cavo del pie<sup>66</sup>. El futbolista mantiene durante el juego una postura semiflexionada dinámica por su constante posición defensiva, lo que supone una mayor prevalencia de retracción del tríceps sural.

El sobreesfuerzo continuo durante las largas temporadas acaba con la resistencia de estos deportistas que pueden lesionarse o recaer en las mismas lesiones tras realizar movimientos repetitivos como, un giro, un regate, una caída o una mala entrada de otro jugador<sup>67</sup>. Los aspectos de una buena preparación física, una adecuada nutrición y una buena hidratación durante el esfuerzo físico también son fundamentales.

El calzado es un factor fundamental en la prevención de lesiones. El diseño de las botas de fútbol puede consistir en diferentes patrones de taco, características de amortiguación y una amplia variedad de materiales<sup>68</sup>.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1 OBJETIVOS PRINCIPALES**

1. Valorar el grado de DFT en jugadores de fútbol de forma activa y pasiva.
2. Comparar los valores de DF por sexo, edad y extremidades.
3. Relacionar el grado de DF con posible retracción del músculo gastrocnemio.

#### **3.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS**

Relacionar las patologías y/o lesiones asociadas.

### **4. HIPÓTESIS**

La flexión dorsal de tobillo activa medida con goniómetro es superior a la medida pasivamente.

## **5. MATERIAL Y METODOS**

Se realiza un estudio epidemiológico no experimental, observacional, descriptivo, de prevalencia y de corte transversal.

### **5.1 REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA**

Antes de comenzar este estudio se hizo una búsqueda bibliográfica exhaustiva en diferentes fuentes: libros, artículos de revistas científicas etc. para adquirir los conocimientos necesarios antes de la realización del trabajo de campo, así como para la elaboración de un completo marco teórico sobre la limitación de la DFT y su método de valoración.

Para la realización de esta revisión bibliográfica se han utilizado las bases de datos: Medline, PubMed, CochraneLibrary, Enfispo, Dialnet, Scielo, Scopus, Science direct, PeDro y ISI-Web of science.

Se han utilizado la combinación de las palabras clave en inglés en las bases de datos internacionales: ankle [AND] dorsiflexion [AND] range [AND] limitation [AND] restricted [AND] test [AND] Rom [AND] measurement [AND] gastrocnemius [AND] isolated [AND] recession [AND] release [AND] tightness [AND] contracture [AND] football [AND] Sport. También se han utilizado la combinación de las mismas palabras clave en español en las bases de datos de habla hispana.

Se ha realizado además una búsqueda de información en el fondo bibliográfico de la Biblioteca del Campus de Bellvitge (UB), de la Biblioteca de medicina del Hospital Clínico de Barcelona (UB) y en la Biblioteca del Instituto Nacional de Educación Física de Cataluña (UB).

Los filtros empleados en el buscador han sido “Species: Humans” y “full text”. No se han excluido artículos por su fecha de publicación. Además se han utilizado artículos científicos referenciados bibliográficamente en otros artículos y que por tanto no fueron obtenidos directamente del buscador de las bases de datos, pero si a través de una base de datos.

El período de búsqueda bibliográfica ha transcurrido desde el mes de noviembre de 2014 hasta mayo de 2015.

## **5.2. TRABAJO DE CAMPO**

Se ha realizado un estudio transversal descriptivo, de enero a marzo de 2014, a 94 jugadores de fútbol voluntarios pertenecientes al Fútbol Club Barcelona en la Ciudad deportiva Tito Vilanova. Se ha realizado una medición de la DFT activa y pasiva con la rodilla en extensión bilateral y el test de Lunge también bilateralmente por dos sujetos (estudiantes de 4º de podología).

### **5.2.1 Criterios de inclusión y exclusión de jugadores**

El criterio de inclusión ha sido exclusivamente que fueran jugadores de fútbol de ambos sexos, en edades comprendidas entre los 11 y los 17 años (categorías de infantil, alevín, cadete y juvenil). La mayor frecuencia de gastrocnemio corto aparece durante los picos de crecimiento alrededor de la pubertad<sup>60</sup>.

Se seleccionaron 60 jugadores no lesionados del sexo masculino al azar y 34 jugadores del sexo femenino. Las jugadoras del sexo femenino no fueron seleccionadas al azar. Se incluyeron todas las jugadoras pertenecientes a los dos únicos equipos femeninos de fútbol que hay en dicho club, y que estaban dentro del rango de edad establecido.

Se excluyeron del estudio dos jugadoras que estaban en la selección catalana y jugadores con lesión reciente de miembros inferiores en el momento de la valoración del estudio.

### **5.2.2 Solicitud de permiso para la realización del estudio**

El contacto con el club fue a través del Director de los Servicios Médicos del FCB para solicitar permiso para realizar este estudio. Una vez aceptada nuestra petición, tras un contrato verbal de confidencialidad de los jugadores, se nos puso en contacto con los fisioterapeutas de cada equipo de fútbol, quienes colaboraron activamente en la realización de nuestro trabajo.

### 5.2.3 Procedimiento

En primer lugar, antes de empezar el trabajo experimental, los dos sujetos a realizar las mediciones hicimos un profundo estudio bibliográfico para conocer la correcta ejecución de las pruebas de valoración. Asimismo, llevamos a cabo la realización práctica de cada una de ellas a diferentes sujetos ajenos al estudio, con el fin de realizar un entrenamiento de las mediciones y así ser ejecutadas de la misma manera por los dos estudiantes. De esta forma conseguimos familiarizarnos y adquirir experiencia simultánea en la valoración de la DFT para que los resultados tuvieran la mayor fiabilidad inter-observador posible.

Una vez se nos fue comunicada la aceptación del permiso solicitado y tras finalizar nuestro período de entrenamiento previo, acudimos a la ciudad deportiva del FCB donde durante los meses de febrero y marzo de 2015 llevamos a cabo las diferentes mediciones a los jugadores, en sesiones distintas a cada equipo. Todas las sesiones de valoración a los jugadores de fútbol fueron llevadas a cabo por los mismos dos estudiantes de 4º de podología de forma independiente a cada uno de ellos. Cada individuo era valorado primero por un examinador y después por el otro de forma aleatoria, bajo las mismas condiciones ambientales y franja horaria y en desconocimiento total de los resultados de las valoraciones obtenidas por el otro examinador.

Cada participante fue examinado con ropa deportiva y sin calzado, en la misma camilla e igual pared. Se dejó un período de descanso entre examinadores por cada jugador de 2 minutos aproximadamente por exploración.

Antes de comenzar las mediciones se les da a cumplimentar una ficha (disponible en el ANEXO II) en la cual se recogen los datos de interés para nuestro estudio de cada jugador. Se proporcionó a cada sujeto la información necesaria sobre el estudio que se iba a realizar y en qué consistía su participación. Además los Servicios médicos nos facilitaron las patologías sufridas por cada jugador durante la estancia en este club de fútbol, siempre respetando el acuerdo de confidencialidad verbal al que habíamos llegado con el club.



#### 5.2.4 Instrumentación

Para realizar las mediciones en camilla de Dorsiflexión activa (DFA) y dorsiflexión pasiva (DFP) (se utilizó un goniómetro de Möltgen de acero con dos brazos móviles, con una escala dividida en incrementos de 5° desde 0 a 180°.

Para el test de Lunge se utilizó una cinta métrica de costurero y un Inclímetro TiltMeter® graduado con incremento de 1° utilizando una app del Iphone<sup>69</sup>.

#### 5.2.5 Método de valoración

El método de valoración de la DFT establecido en este estudio protagoniza a sujetos sin daño neurológico periférico o cerebral ni patologías traumáticas asociadas. Por tanto sus resultados no pueden extenderse a otro tipo de poblaciones.

Se realizó antes de los entrenamientos para evitar que los músculos extensores del tobillo se encontraran fatigados durante la valoración activa y esto nos condicionara el estudio, ya que esto es común durante la práctica de deporte.<sup>70</sup>

Procedimos a la valoración del rango de movilidad de DFT en descarga de cada jugador. El jugador se encuentra en sedestación con las rodillas en extensión en la camilla. Se mide el rango de movilidad de DFT con el goniómetro de Möltgen de acero. El brazo móvil del goniómetro se coloca a lo largo del eje longitudinal del 2º radio y el brazo fijo siguiendo el eje longitudinal de la pierna con respecto al tobillo.

El paciente se encuentra en descarga y la articulación subtalar en posición neutra. Se sitúa el tobillo a 90° con las rodillas en extensión completa. Al flexionarse la rodilla, se relaja el músculo gastrocnemio, por lo que si en esta posición aumentara la dorsiflexión, sabríamos que la contractura en equinismo estaría provocada por ese músculo aisladamente, si no variara, el causante sería el conjunto del Tríceps sural.<sup>71</sup>

Con el jugador en posición correcta, el examinador en primer lugar procede a realizar un movimiento pasivo en flexión dorsal de la articulación del tobillo

trasladando durante el empuje el brazo móvil del goniómetro. Una vez hemos llegado al máximo de rango de movimiento se anota el grado de medición del mismo. En todo momento durante la medición el examinador está controlando no perder la posición neutra de la articulación subtalar y que la rodilla se mantenga en extensión completa para evitar compensaciones.

A continuación el mismo examinador en la misma extremidad, ya medida pasivamente, indica al jugador el movimiento que éste tiene que realizar activamente para proceder a la medición de la DFA (activo-asistida) de tobillo con la rodilla en extensión y el goniómetro colocado de la misma forma que en la medición previa. Es muy importante durante esta medición, además de controlar la extensión de rodilla y no perder la neutralidad de la articulación subtalar, evitar compensaciones del resto del pie, como la eversión del calcáneo, visualizar que la dorsiflexión sólo este siendo realizada por la articulación del tobillo, y vigilar que no haya una sustitución extensora de los dedos durante el movimiento del tobillo, ya que nos falsearía la medición. Todos estos factores fueron tenidos en cuenta y controlados en todas las mediciones.

Una vez el individuo ha sido valorado de la DFT en la camilla por los dos examinadores, pasa a ser evaluado con el Test de Lunge como fue descrito por Benell et al. En este test se utiliza un inclinómetro para la medición de los grados de movimiento y una cinta métrica para la medición de la distancia en centímetros desde la parte más distal del pie hasta la pared. Se describe este test como una técnica en la que el paciente coloca su pie perpendicular a una pared trasladándolo secuencialmente más lejos de la pared hasta que éste alcance el máximo de flexión dorsal. El talón no debe levantarse del suelo. Se mide entonces la distancia desde el pie hasta la pared con una cinta métrica de costurero, y el ángulo del eje tibial en referencia a la pared con un inclinómetro digital colocado en la tuberosidad anterior de la tibia ya que es una localización fácil de identificar. El objetivo de este test es valorar la rigidez de tobillo <sup>8,72-77</sup>.

Se ha demostrado que este test da una buena fiabilidad de la amplitud articular del tobillo en adultos, pero no ha sido probado en la población pediátrica <sup>73</sup>, tampoco puede diferenciar si se trata de tejido blando u óseo. <sup>76</sup>

## **5.3 ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Teniendo en cuenta los objetivos de nuestro estudio, definimos las variables que queremos analizar. Las variables cuantitativas son:

### **5.3.1 Edad**

La variable “edad” se refiere al tiempo que ha vivido una persona y se cuantifica en años pasados desde su nacimiento. En este estudio obtenemos esta variable en la ficha cumplimentada por los jugadores.

### **5.3.2 Grados del rango de movilidad de DFA en descarga**

Se realiza en un plano sagital con un eje transversal. Esta variable se define como los grados de movimiento del pie hacia la pierna, donde el ángulo de la articulación del tobillo disminuye. Al ser valorado activo-asistidamente, se le indica al paciente que utilice su propia contracción muscular, pero el examinador controla el movimiento en todo momento. Este rango de movilidad articular se mide en grados con el goniómetro de Möltgen.

### **5.3.3 Grados del rango de movilidad de DFP en descarga**

Esta variable se define como los grados de movimiento del pie hacia la pierna, donde el ángulo de la articulación del tobillo disminuye. Al ser valorado pasivamente, el movimiento articular se produce sin contracción muscular por parte del paciente, todo el movimiento lo realiza el examinador. También es medido con el goniómetro de Möltgen.

### **5.3.4 Grados del rango de movilidad de DFT en carga (Test de Lunge)**

Esta variable se define como los grados de movimiento anterior de la tibia sobre el astrágalo (DFT activa en cadena cinética cerrada). Los grados de desplazamiento fueron medidos con la app Tiltmeter®.

### **5.3.5 Centímetros (cms) de distancia del pie a la pared (Test de Lunge)**

Esta variable se define como los cms de distancia que se obtienen desde la parte más distal del pie hasta la pared. Fue medida con una cinta métrica.

Las variables cualitativas son:

### **5.3.6 Sexo**

Esta variable se define como la condición orgánica, masculina o femenina de los seres humanos. Los resultados de esta variable fueron recogidos en la ficha podológica deportiva cumplimentada por los futbolistas.

### **5.3.7 Miembros inferiores**

Esta variable se define como los dos órganos externos, articulados al tronco, que cumplen funciones de locomoción. Distinguimos entre miembro inferior izquierdo y miembro inferior derecho.

### **5.3.8 Patologías asociadas**

Esta variable se define como el grupo de síntomas asociados a una determinada dolencia. Los resultados de esta variable fueron obtenidos directamente a través del club de fútbol.

### **5.3.9 Fiabilidad inter-observadores**

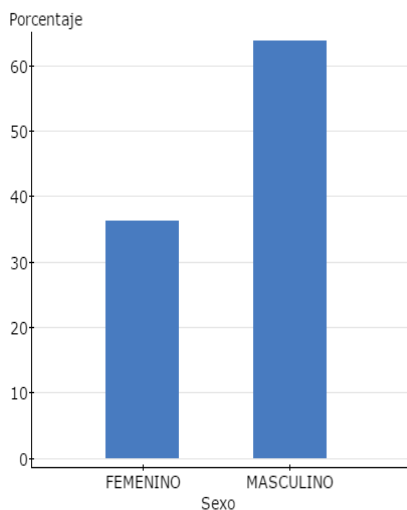
Esta variable se obtiene tras la medición de una característica cuantitativa mediante 2 examinadores, miembro 1 (M1) y miembro 2 (M2), en una serie de N individuos y se pretende cuantificar la concordancia entre los mismos. Los resultados de esta variable fueron obtenidos a través del Método Bland-Altman.<sup>78</sup>

Una vez tenemos los resultados procedemos a realizar un Excel® en el cual recogemos y organizamos todos los datos en relación con las variables definidas. A continuación importamos el Excel® al programa estadístico StatCrunch®, y a partir de aquí obtenemos las gráficas y tablas resultantes de nuestro estudio.

## 6. RESULTADOS

Los resultados obtenidos en el estudio realizado a 94 jugadores del FCB han sido los siguientes:

### 6.1 SEXO



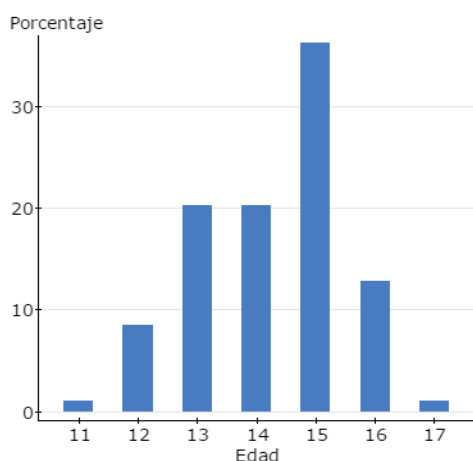
Sexo	Frecuencia	Porcentaje
<b>FEMENINO</b>	34	36.2
<b>MASCULINO</b>	60	63.8

**Tabla 6.1:** Distribución en función del sexo de los participantes

De los 94 jugadores de fútbol que participaron en el estudio, el 64% de los jugadores pertenecen al sexo masculino y el 36% al sexo femenino.

**Gráfica 6.1:** Histograma de participación por sexo.

### 6.2 EDAD



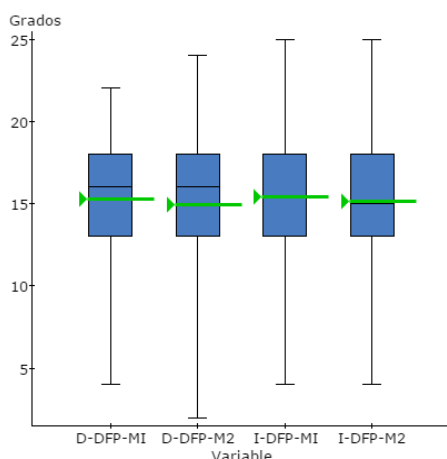
Edad	Frecuencia	Porcentaje
<b>11</b>	1	1.1
<b>12</b>	8	8.6
<b>13</b>	19	20.2
<b>14</b>	19	20.2
<b>15</b>	34	36.2
<b>16</b>	12	12.8
<b>17</b>	1	1.1

**Gráfica 6.2:** Histograma de participación por edad.

**Tabla 6.2:** Distribución en función de la edad.

El intervalo de edad de los 94 jugadores comprende desde los 11 a los 17 años, habiendo un porcentaje mayor de jugadores de 15 años (36%) seguido por 13 y 14 años (20 %).

### 6.3 DORSIFLEXIÓN DE TOBILLO PASIVA (DFP)



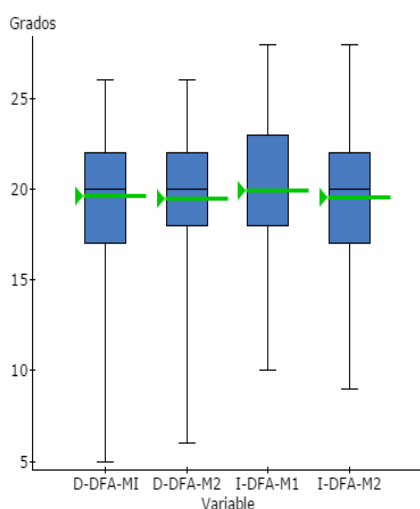
Gráfica 6.3: Representación de la DFP

DF. Pasiva	Media	Desv. Típ.	Mín	Máx	C. var.
<b>DDFPMI</b>	15.3	4.3	4	22	28.0
<b>DDFPM2</b>	14.9	4.1	2	24	27.7
<b>IDFPMI</b>	15.4	4.1	4	25	26.9
<b>IDFPM2</b>	15.1	3.9	4	25	26.1

Tabla 6.3: Distribución de la DFP entre miembros y extremidades.

En la gráfica se muestran los valores en grados de DFP medidos con el goniómetro por el M1 y por el M2 en la extremidad derecha (D) y en la extremidad izquierda (I). La media de la muestra es de  $\approx 15^\circ$  de DFP (sin distinción de sexos, edad o extremidad).

### 6.4 DORSIFLEXIÓN DE TOBILLO ACTIVA (DFA)



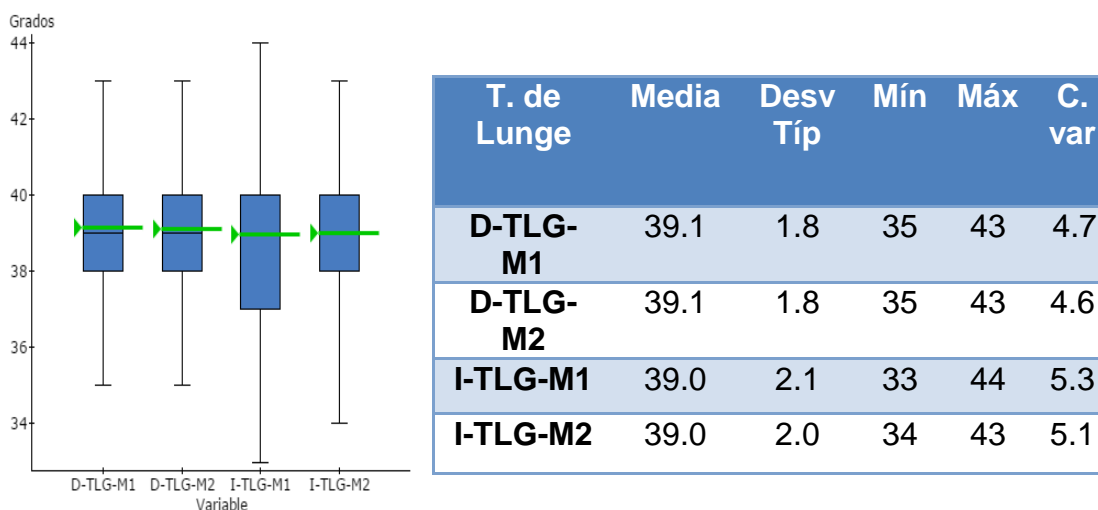
Gráfica 6.4: Representación de la DFA.

DF. Activa	Media	Desv. Típ.	Mín	Máx	C. var.
<b>D-DFA-MI</b>	19.6	3.8	5	26	19.6
<b>D-DFA-M2</b>	19.5	3.8	6	26	19.4
<b>I-DFA-M1</b>	19.9	3.6	10	28	17.9
<b>I-DFA-M2</b>	19.5	3.6	9	28	18.3

Tabla 6.4: Distribución de la DFA entre miembros y extremidades.

En la gráfica se muestran los valores en grados de DFA medidos con el goniómetro por M1 y por M2 en la extremidad derecha (D) y en la extremidad izquierda (I). La media de la muestra es de  $\approx 20^\circ$  de DFA (sin distinción de sexos, edad o extremidad).

## 6.5 GRADOS DEL RANGO DE MOVILIDAD DE DFT EN CARGA

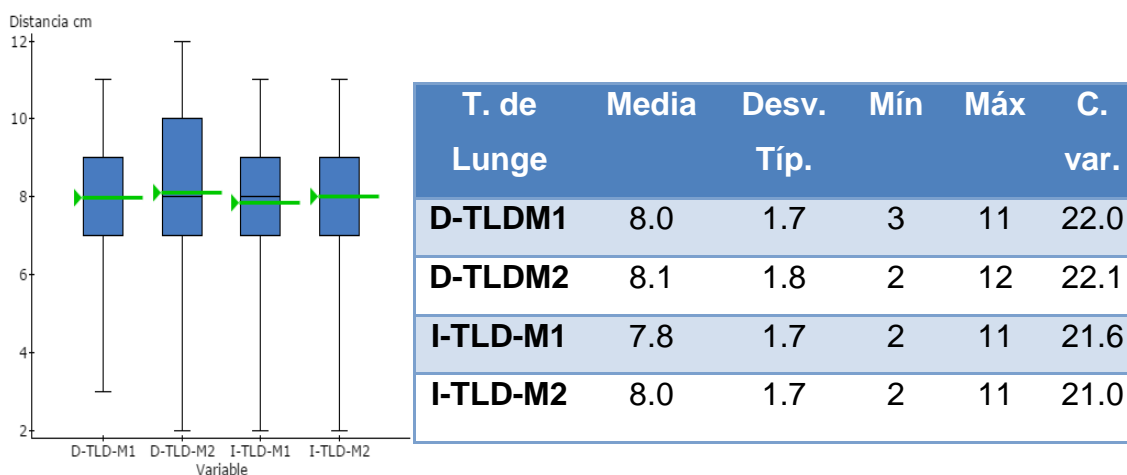


**Gráfica 6.5:** Representación de la DFT en carga (Test de Lunge)

**Tabla 6.5:** Distribución de la DFT entre miembros y extremidades

En la gráfica se muestran los valores en grados del rango de movilidad de DFT en carga medidos con el inclinómetro por M1 y por M2 en la extremidad derecha (D) y en la extremidad izquierda (I). La media de la muestra es de  $\approx 39^\circ$  de inclinación de la tibia (sin distinción de sexos, edad o extremidad).

## 6.6 DISTANCIA EN CM A LA PARED (TEST DE LUNGE)



**Gráfica 6.6** Representación distancia cms (Test de Lunge)

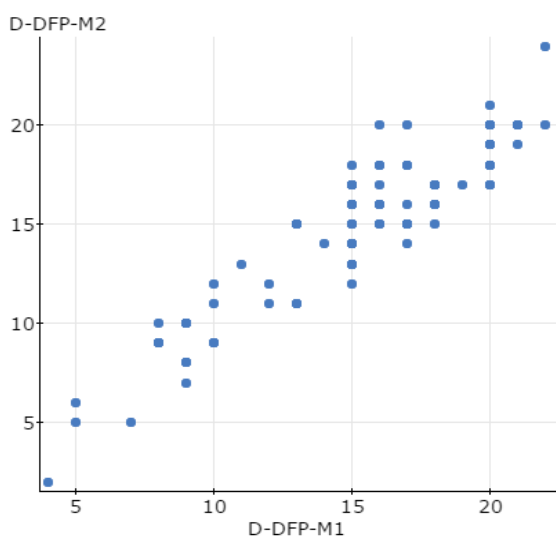
**Tabla 6.6** Distribución de la distancia en cms a la pared (test de Lunge)

En la gráfica se muestran los valores en centímetros de la distancia del pie a la pared medido por el M1 y por el M2 en la extremidad derecha (D) y en la extremidad izquierda (I). La media de la muestra es de  $\approx 8$  cm de distancia a la pared (sin distinción de sexos, edad o extremidad).

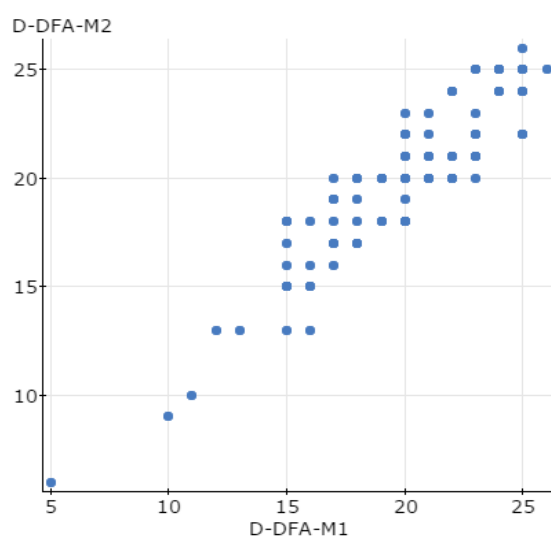
## 6.7 FIABILIDAD INTEROBSERVADORES EN DESCARGA

En este caso estaríamos evaluando la concordancia entre dos examinadores, con el objetivo de determinar si son intercambiables de forma que sea indiferente usar uno u otro. La presencia de errores en las medidas es la responsable de que no exista concordancia perfecta entre ellos, cuanto más error, menor concordancia y viceversa.

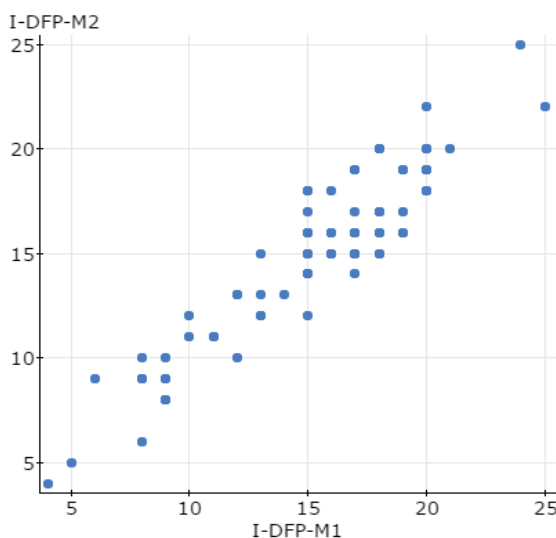
En primer lugar representamos gráficamente las mediciones realizadas por el M1 y el M2 mediante un diagrama de dispersión donde cada punto representa la pareja de medidas obtenida de cada individuo durante la medición de la DFT en descarga activa y pasiva en grados. Si la concordancia fuera perfecta, todos los puntos se situarían sobre la bisectriz.



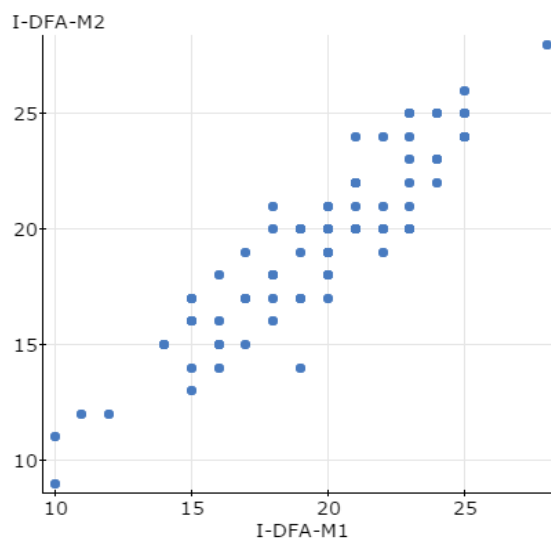
**Gráfico 6.7** Diagrama de dispersión de la D-DFF-M1/M2



**Gráfico 6.8** Diagrama de dispersión de la D-DFA-M1/M2



**Gráfico 6.9:** Diagrama de dispersión de la I-DFF-M1/M2

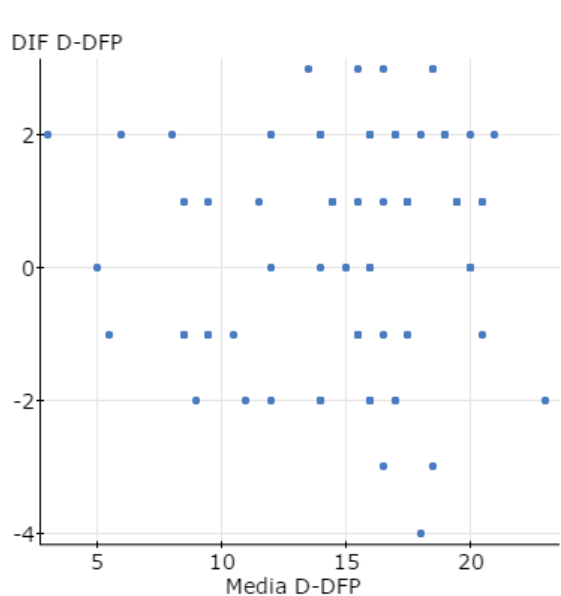


**Gráfico 6.10:** Diagrama de dispersión de la I-DFA-M1/M2

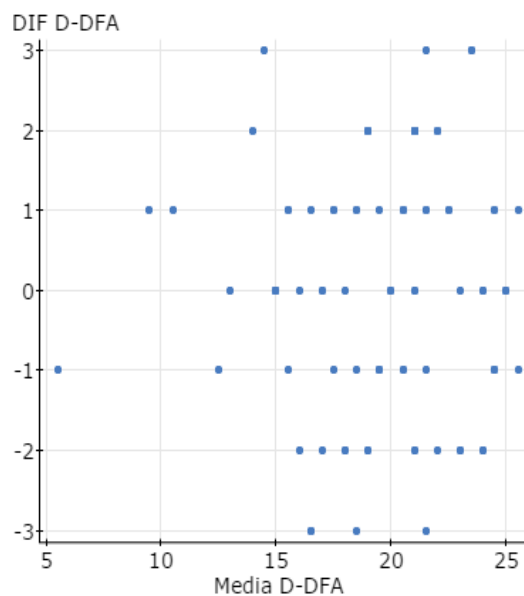


En estos gráficos de dispersión se han comparado las diferentes mediciones de DFT en descarga realizadas por el M1 y el M2.

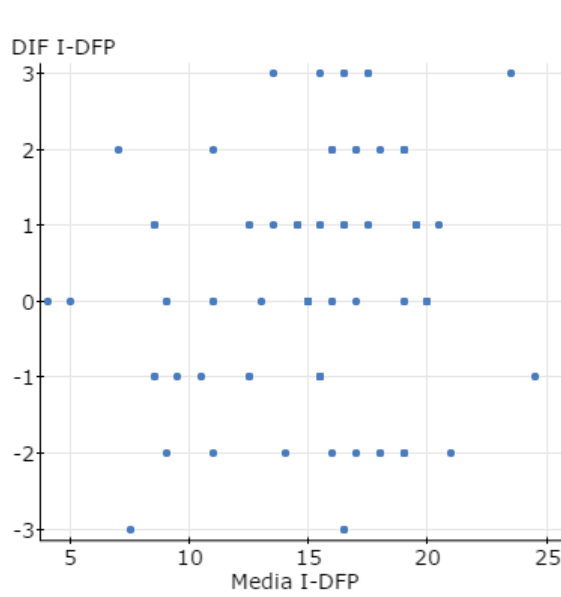
Se ha elegido el método Bland-Altman como procedimiento desagregado con el que se pretende determinar si 2 métodos de medida M1 y M2 concuerdan lo suficiente para que puedan declararse intercambiables. Para esto se calcula, para cada individuo, la diferencia entre las medidas obtenidas con los dos métodos. La media de estas diferencias representa el error sistemático y la varianza de estas diferencias mide la dispersión del error aleatorio, es decir la imprecisión.<sup>78</sup>



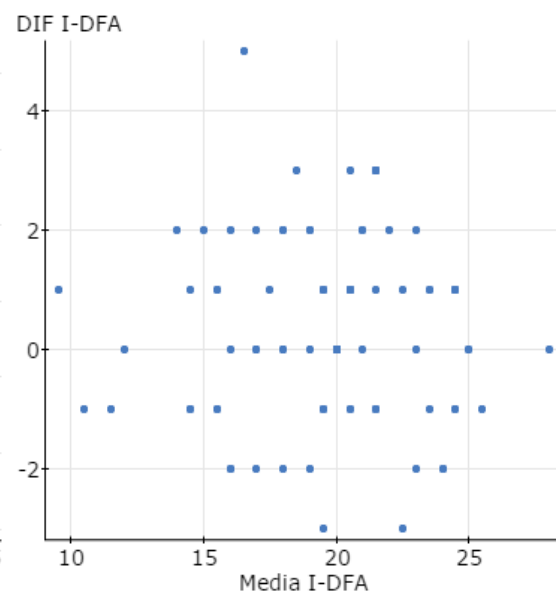
**Gráfico 6.11:** Bland-Altman de la D-DFF



**Gráfico 6.12:** Bland-Altman de la D-DFA



**Gráfico 6.13:** Bland-Altman de la I-DFF



**Gráfico 6.14:** Bland-Altman de la I-DFA

Esta representación gráfica permite observar si existe algún tipo de relación entre la diferencia de los 2 métodos respecto a la magnitud de medida, es decir si el error de medida es constante durante el intervalo de valores de la DFT o si, por el contrario, el error se incrementa a medida que aumenta el valor real que se quiere medir. En estos gráficos se puede observar que la diferencia entre los dos examinadores tiene una tendencia lineal, es decir la diferencia no se incrementa con la magnitud de la medida. No puede observarse que exista un error sistemático, sólo error aleatorio. Las diferencias son homogéneas a lo largo del eje horizontal y la mayoría se encuentran dentro de los límites determinados.

### 6.7.1 Resultado del test de Hipótesis

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre D-DFP-M1 y D-DFP-M2

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre D-DFA-M1 y D-DFA-M2

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre I-DFP-M1 y I-DFP-M2

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre I-DFA-M1 y I-DFA-M2

$H_0 : \mu_D = 0$

$H_A : \mu_D \neq 0$

Diferencia	Diferencia de la muestra	Error Estándar	DF	T-Stat	P-valor
<b>D-DFP-M1 - D-DFP-M2</b>	0.3	0.2	93	2.0	0.04
<b>D-DFA-M1 - D-DFA-M2</b>	0.1	0.2	93	0.9	0.4
<b>I-DFP-M1 - I-DFP-M2</b>	0.3	0.2	93	1.8	0.08
<b>I-DFA-M1 - I-DFA-M2</b>	0.4	0.2	93	2.3	0.02

**Tabla 6.7:** Distribución de la fiabilidad inter-observador de la DFP y la DFA entre el M1 y el M2 en ambas extremidades.

Intervalo de confianza del 95%:

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre D-DFP-M1 y D-DFP-M2.

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre D-DFA-M1 y D-DFA-M2.

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre I-DFP-M1 y I-DFP-M2.

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$ : Media de la diferencia entre I-DFA-M1 y I-DFA-M2.

Diferencia	Diferencia De la muestra	Error Estándar	DF	L. Limit	U. Limit
<b>D-DFP-MI - D-DFP-M2</b>	0.3	0.2	93	0.01	0.7
<b>D-DFA-MI - D-DFA-M2</b>	0.1	0.2	93	-0.2	0.5
<b>I-DFP-MI - I-DFP-M2</b>	0.3	0.2	93	-0.03	0.6
<b>I-DFA-M1 - I-DFA-M2</b>	0.4	0.2	93	0.05	0.7

**Tabla 6.8:** Distribución de la fiabilidad inter-observador con un intervalo del 95% de la DFP y la DFA entre el M1 y el M2 en ambas extremidades.

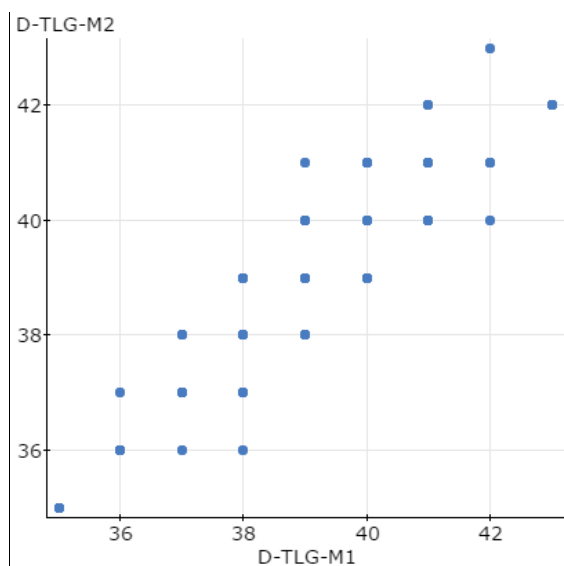
Podemos estar un 95% seguros de que la variación entre los dos examinadores midiendo la FDP está entre 0,01 y 0,7° en la pierna derecha y -0,03 y 0,6° en la pierna izquierda con un error estándar de 0,2°.

De la misma manera podemos estar seguros un 95% de que la variación entre los dos examinadores midiendo la FDA está entre -0,2° y 0,5° en la pierna derecha y 0,05 y 0,7° en la pierna izquierda con un error estándar de 0,2°.

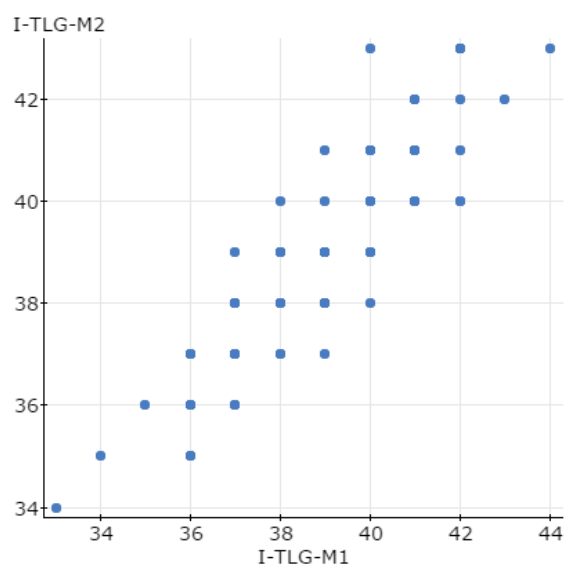
Por tanto, estadísticamente rechazamos la hipótesis nula en el caso de la D-DFP y la I-DFA, pero no en el D-DFA y la I-DFP. Sin embargo en el caso de la D-DFP y la I-DFA aunque hay un cierto sesgo estadístico entre los examinadores, su magnitud es lo suficientemente pequeña como para valorar que no es clínicamente relevante y por tanto se pueden considerar intercambiables. En un 95% de confianza sabemos que la diferencia entre las mediciones está entre -0,03 y 0,7°. Con estos datos más lo observados en las gráficas, podemos concluir que la confiabilidad de las mediciones entre los observadores es buena, y podrían ser intercambiables. <sup>78, 79,80</sup>

## 6.8 FIABILIDAD INTEROSBERVADORES EN CARGA

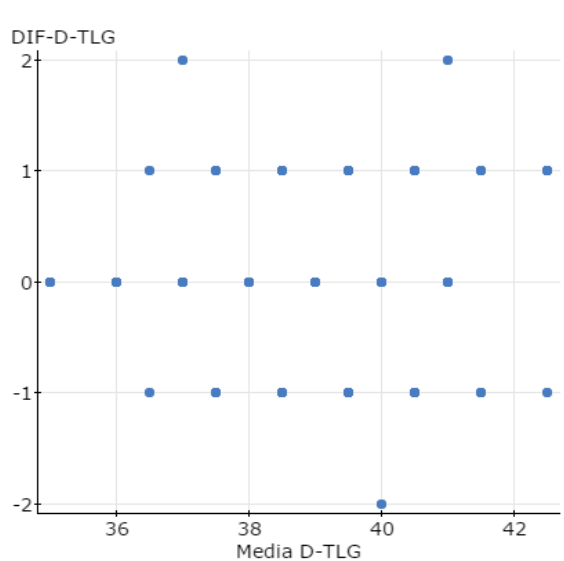
A continuación representamos gráficamente las mediciones mediante otro diagrama de dispersión de la DFT activa en carga en grados obtenidas por cada miembro examinador.



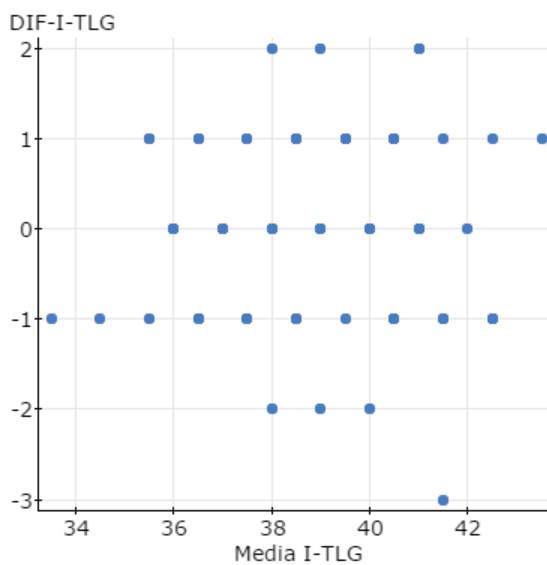
Gráfica 6.15: Diagrama de dispersión del D-TLG-M1/M2



Gráfica 6.16: Diagrama de dispersión del I-TLG-M1/M2



Gráfica 6.17: Bland-Altman de la D-TLG



Gráfica 6.18: Bland-Altman de la I-TLG

### 6.8.1 Resultado del test de Hipótesis

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$  : Media de la diferencia entre D-TLG-M1 y D-TLG-M2

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$  : Media de la diferencia entre I-TLG-M1 y I-TLG-M2

$H_0 : \mu_D = 0$

$H_A : \mu_D \neq 0$

Diferencia	Diferencia de la muestra	Error Estándar	DF	T-Stat	P-valor
<b>D-TLG-M1 – D-TLG-M2</b>	0.04	0.08	93	0.5	0.61
<b>I-TLG-M1 – I-TLG-M2</b>	-0.02	0.10	93	-0.21	0.83

**Tabla 6.9:** Distribución de la fiabilidad inter-observador del TLG entre el M1 y el M2 entre ambas extremidades.

Intervalo de confianza del 95%:

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$  : Media de la diferencia entre D-TLG-M1 y D-TLG-M2

$\mu_D = \mu_1 - \mu_2$  : Media de la diferencia entre I-TLG-M1 y I-TLG-M2

Diferencia	Diferencia De la muestra	Error Estándar	DF	L. Limit	U. Limit
<b>D-TLG-M1 – D-TLG-M2</b>	0.04	0.08	93	-0.13	0.21
<b>I-TLG.M1 – I-TLG-M2</b>	-0.02	0.10	93	-0.22	0.18

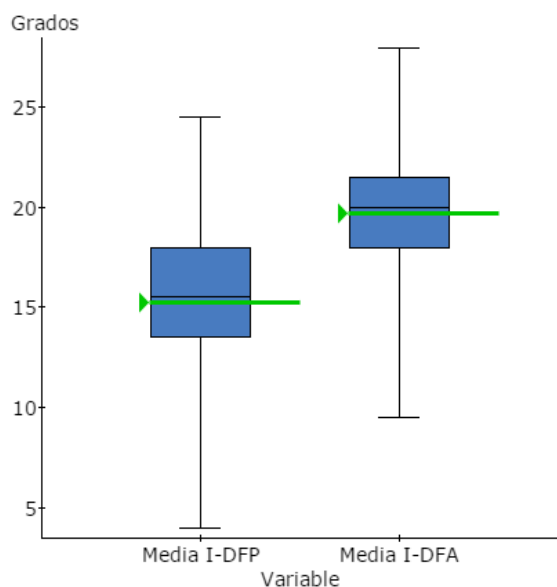
**Tabla 6.10:** Distribución de la fiabilidad inter-observador con un intervalo del 95% del TLG entre el M1 y el M2 entre ambas extremidades

En este caso observando las gráficas y valorando los resultados estadísticos se puede concluir que la magnitud del sesgo entre los examinadores estadísticamente y clínicamente es mínima, por tanto se pueden considerar intercambiables.

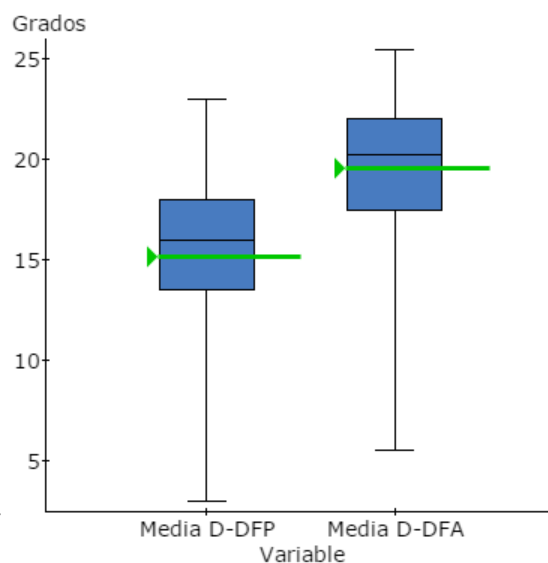
En conclusión la fiabilidad interobservador es mayor en carga que en descarga, pero en ambos casos la fiabilidad es alta ya que el sesgo de error es muy pequeño estadísticamente y más aún en la aplicación clínica.

## 6.9 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL ACTIVA Y PASIVA

Se muestra la relación gráfica entre los grados de DFT activa y pasiva entre las dos extremidades. Para ello, primero se calcula la media de los grados de DF de tobillo activa y pasiva obtenida por los dos examinadores, ya que en la prueba de fiabilidad inter-observador se ha concluido que los examinadores son intercambiables.



**Gráfica 6.19:** Representación de la relación entre la I-DFP y la I-DFA



**Gráfica 6.20:** Representación de la relación entre la D-DFP y la D-DFA.

DFP -DFA	Media	Desv. Típ.	Mín	Máx	Coef. var.
<b>Media I-DFP</b>	15.3	4.0	4	24.5	26.0
<b>Media I-DFA</b>	19.7	3.5	9.5	28	17.7
<b>Media D-DFP</b>	15.1	4.1	3	23	27.3
<b>Media D-DFA</b>	19.6	3.7	5.5	25.5	19.1

**Tabla 6.11:** Distribución de la relación entre la DFP y la DFA en las dos extremidades.

La media de la muestra es de  $\approx 15^\circ$  de FDP de tobillo en ambas extremidades y de  $\approx 20^\circ$  de FDA de tobillo en ambas extremidades.

### 6.9. 1 Resultado del test de Hipótesis:

Un estudio experimental implica que puedan aparecer diferentes tipos de errores durante el mismo. No hay que olvidar que los resultados que obtengamos para un tipo de población cualquiera se habrán apoyado exclusivamente en el análisis de sólo una parte de ella. Para poder confirmar la hipótesis de nuestro estudio, hemos realizado un test de hipótesis:

$H_0$ :  $\mu = 0$ ; El rango de DF activa es igual que el rango de DF pasiva.

$H_1$ :  $\mu \neq 0$ ; El rango de DF activa es diferente al rango de DF pasiva.

Diferencia	Dif. de la muestra	Error estándar	DF	T-Stat	P-valor
<b>Media I-DFA</b>	4.5	0.2	93	27.4	<0.0001
<b>Media I-DFP</b>					
<b>Media D-DFA</b>	4.5	0.2	93	24.4	<0.0001
<b>Media D-DFP</b>					

Tabla 6.12: Distribución de las diferencias entre la DFP y la DFA en las dos extremidades.

Tras la hipótesis planteada de que los valores de FDA en ambas extremidades son mayores a los valores de FDP, se confirma la hipótesis de nuestro estudio con una diferencia de la muestra de 4,5 grados de rango superior en la FDA que en la FDP sistemáticamente, con un error estándar del 0,2º en ambos casos, rechazando así la hipótesis nula.

Los valores que hemos obtenidos pueden presentar variaciones debidas puramente al azar, es el análisis estadístico el que nos permite cuantificar esta variabilidad y así poder confirmar la hipótesis o rechazarla. El P-valor obtenido es <0,0001, lo que significa que menos de 1 de cada 10000 veces podríamos encontrar un resultado como el obtenido, simplemente por azar. Ante un valor tan pequeño como este no dudamos en rechazar nuestra hipótesis nula, es decir, concluimos que la diferencia es estadísticamente muy significativa.<sup>80</sup>

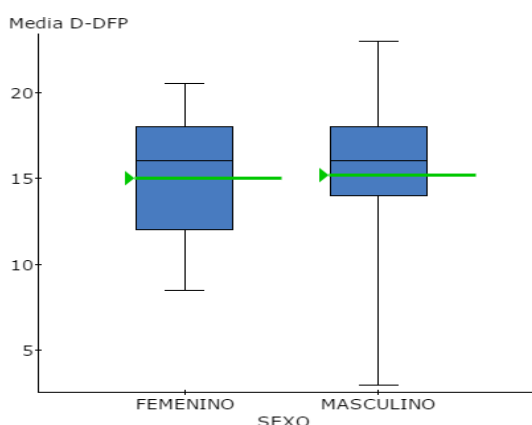
95% intervalo de confianza:

Diferencia	Dif. de la muestra	Error estándar	DF	L. Limit	U. Limit
Media I-DFA	4.5	0.2	93	4.1	4.8
Media I-DFP					
Media D-DFA	4.5	0.2	93	4.1	4.8
Media D-DFP					

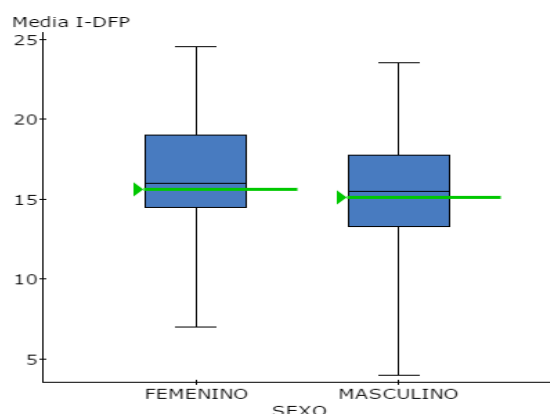
Tabla 6.13: Distribución de la fiabilidad inter-observador con un intervalo del 95% entre la ID-DFA y la ID-DFP.

La diferencia promedio de la DFA y DFP se encuentra entre el 4,1º y 4,8º en ambas extremidades con un intervalo de confianza del 95%.

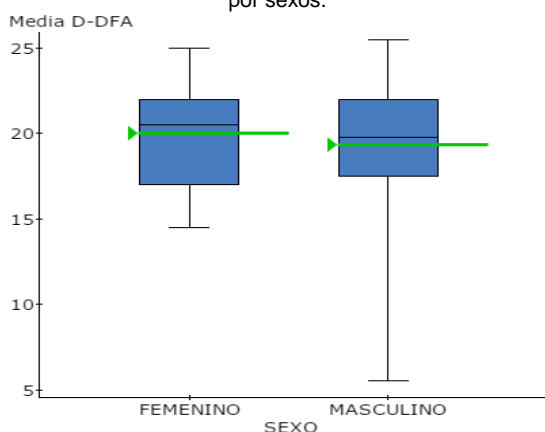
### 6.10 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL DE TOBILLO POR SEXO



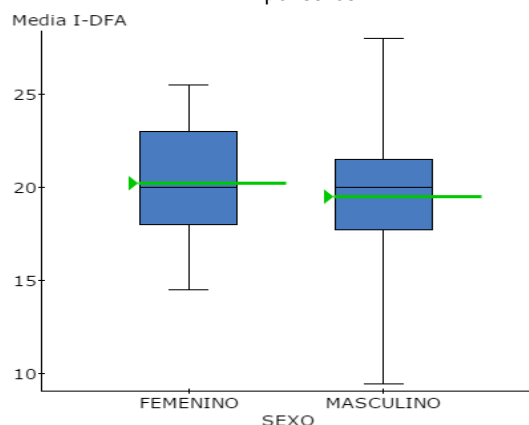
Gráfica 6.21: Representación de la relación de la D-DFP por sexos.



Gráfica 6.22: Representación de la relación de la I-DFP por sexos



Gráfica 6.23: Representación de la relación de la D-DFA por sexos



Gráfica 6.24: Representación de la relación de la I-DFA por sexos



Como se puede observar en las gráficas en el sexo masculino el rango de dispersión de las mediciones es mayor pero se trata de un solo individuo, mientras que las medias de medición en ambos sexos son similares. Por ejemplo, haciendo una comparación con test de hipótesis entre la medida en grados de DFP en la extremidad derecha de ambos sexos obtenemos sólo una diferencia de la muestra de 0,14 ° entre ambos con respecto a la media y un p-valor >0,8, por lo que rechazamos la hipótesis de que exista diferencia entre la DFT en el sexo femenino y masculino.

### 6.10.1 Resultado del test de hipótesis:

$\mu_1$ : D-DFP/I-DFP/D-DFA/I-DFA donde SEXO = "MASCULINO"

$\mu_2$ : D-DFP I-DFP/D-DFA/I-DFA donde SEXO = "FEMENINO"

$\mu_1 - \mu_2$ : Diferencia entre las dos medias

H0:  $\mu_1 - \mu_2 = 0$

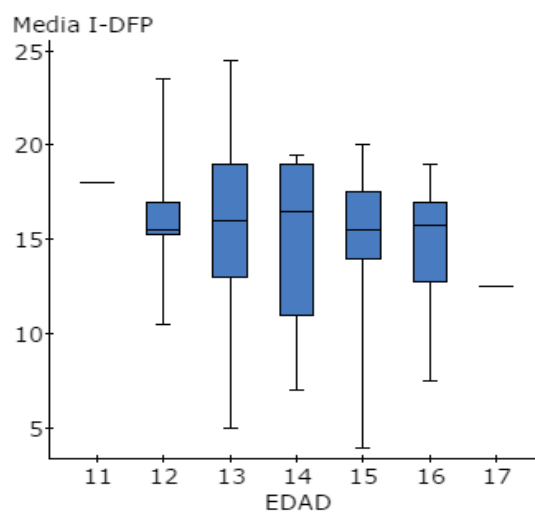
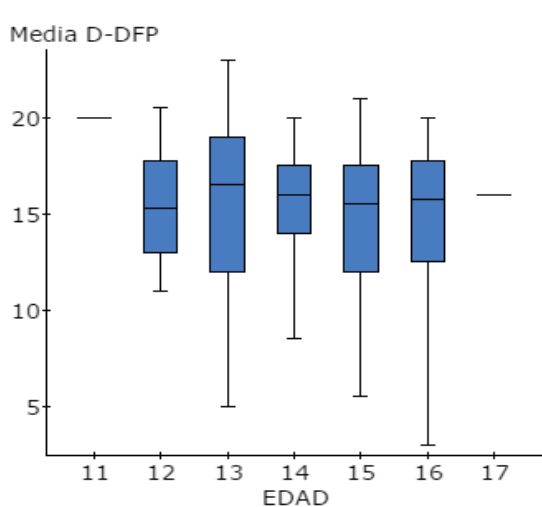
HA:  $\mu_1 - \mu_2 \neq 0$

Diferencia	Dif. De la muestra	Error estándar	DF	T-Stat	P-value
<b>D-DFP</b>	0.1	0.9	92	0.2	0.9
<b>I-DFP</b>	0,5	0,9	92	0.6	0,5
<b>D-DFA</b>	0,7	0,8	92	0,8	0,4
<b>I-DFA</b>	0,7	0,7	92	0,9	0,3

**Tabla 6.14:** Distribución de la DFP y de la DFA en función del sexo en las dos extremidades.

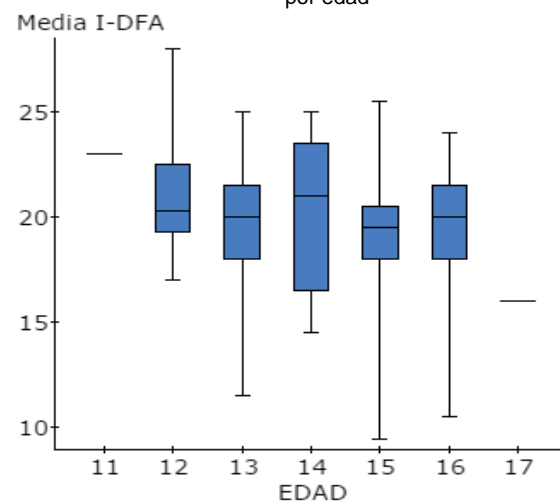
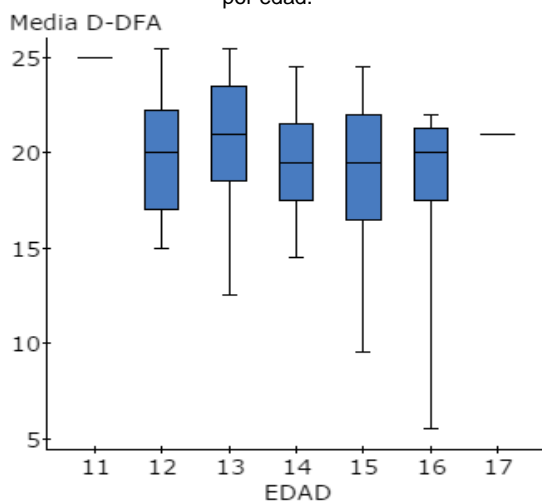
Concluimos que no hay diferencias significativas entre la DFT, tanto activa como pasiva de ambas extremidades, para ambos sexos.

## 6.11 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL DE TOBILLO POR EDAD



**Gráfica 6.25:** Representación de la relación de la D-DFP por edad.

**Gráfica 6.26:** Representación de la relación de la I-DFP por edad.

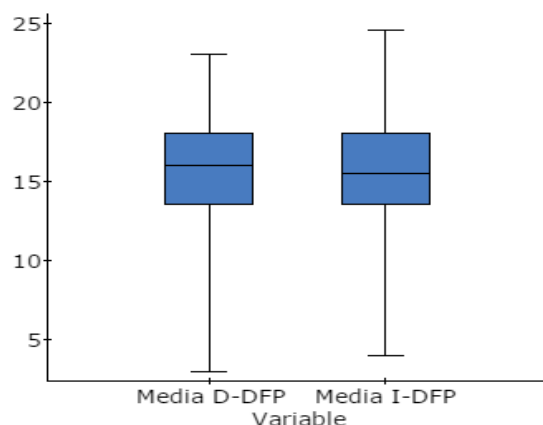


**Gráfica 6.27:** Representación de la relación de la D-DFA por edad.

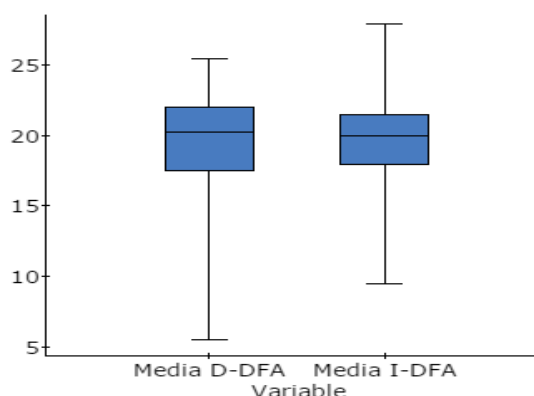
**Gráfica 6.28:** Representación de la relación de la I-DFA por edad.

En este caso, como bien se puede observar en las gráficas, tampoco se observa una diferencia significativa entre edades con respecto al grado de DFT.

## 6.12 RELACIÓN FLEXIÓN DORSAL DE TOBILLO POR EXTREMIDADES



**Gráfica 6.29:** Representación de la relación de la DFP por extremidades



**Gráfica 6.30:** Representación de la relación de la DFA por extremidades

### 6.12.1 Resultado del test de hipótesis

$\mu_1$ : I-DFP/ I-DFA

$\mu_2$ : D-DFP/ D-DFA

$\mu_1 - \mu_2$ : Diferencia entre dos medias

$H_0$ :  $\mu_1 - \mu_2 = 0$

$H_A$ :  $\mu_1 - \mu_2 \neq 0$

Diferencia	Dif.de la Muestra	Error Estándar	DF	T-Stat	P-valor
<b>I-DFP - D-DFP</b>	0.15	0.6	186	0.2	0.8
<b>I-DFA - D-DFA</b>	0.15	0.5	186	0.3	0.8

**Tabla 6.15:** Distribución de las diferencias entre las extremidades para la DFA y la DFP

No se observa una diferencia entre extremidades. Por tanto, se confirma la hipótesis nula y se rechaza la hipótesis  $H_A$  de que existiera diferencia en los grados de DFT (activa o pasiva) entre las extremidades izquierda y derecha.

## 7. DISCUSIÓN

Cada deporte dispone de unos valores específicos de flexibilidad (disposición de los tejidos corporales para permitir sin lesionarse, movimientos de una o varias articulaciones), y si un deportista presenta valores óptimos, podrá tener un mejor rendimiento físico-técnico deportivo y una menor predisposición a las lesiones.<sup>81</sup>

La evaluación del rango de movilidad de DF de tobillo debería incluirse en el protocolo rutinario de valoración de un podólogo. Más aún si se trata de un paciente deportista, como un futbolista, que tiene una mayor incidencia de retracción de la musculatura posterior y por lo tanto, mayor probabilidad de presentar un gastrocnemio corto. Es importante que el podólogo relacione la importancia causal de la limitación del movimiento de DFT con determinadas patologías presentes en el pie.

Los resultados de la valoración de DFT tienden a variar entre las mediciones realizadas por un mismo examinador y entre examinadores, lo que demuestra la poca fiabilidad de los métodos de valoración actuales. Las propuestas de nuevos instrumentos y procedimientos para realizar dicha medición tienen generalmente más dificultad de uso y son poco accesibles. Se debe conseguir un método de valoración consensuado y estandarizado con la máxima fiabilidad pero que a su vez sea rápido, sencillo, económico y que pueda ser utilizado por todos los sanitarios en la práctica clínica diaria dentro de su protocolo normal de exploración<sup>2-17</sup>.

### 7.1 OBTENCIÓN DE UN MÉTODO DE VALORACIÓN FIABLE

Desde aproximadamente la mitad del siglo XX, existen numerosos estudios cuyo objetivo es la búsqueda del método de valoración más fiable para medir la DFT, aunque no se ha llegado a un consenso estandarizado entre los profesionales sanitarios.<sup>2-17</sup>

El rango de movilidad de la DFT se ha evaluado a lo largo de la historia en posición del paciente en carga, en descarga, con la rodilla extendida, con la rodilla flexionada, con varios instrumentos, con diferentes puntos de referencia etc.<sup>2-17</sup>

En este estudio se pretende conseguir un método de valoración de la DFT con la mayor fiabilidad posible (inter-observador e intra-observador) que pueda ser utilizado dentro de un protocolo de exploración general por todos los profesionales sanitarios y en especial por los podólogos, centrándose en si la valoración de la DFT debe ser activa o pasiva.

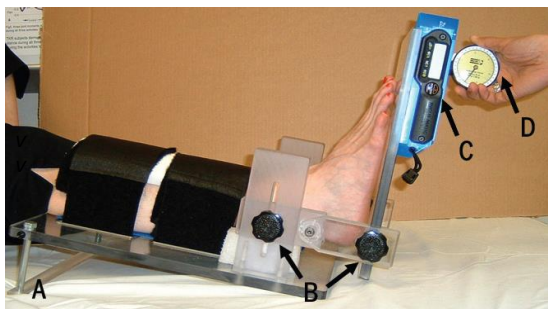
## 7.2 GRADOS DE LIMITACIÓN PARA CONSIDERAR EQUINO

El rango normal de la DFT es variable entre individuos y oscila entre los 0-25 grados <sup>18</sup>, Existe una falta de consenso en la bibliografía acerca de los grados de DF de tobillo necesarios para un desarrollo normal de la marcha. Tradicionalmente se han considerado que menos de 10° <sup>38</sup> de DF indica un tobillo equino, sin embargo se utilizan también otros rangos <sup>58</sup>.

## 7.3 INSTRUMENTOS DE VALORACIÓN

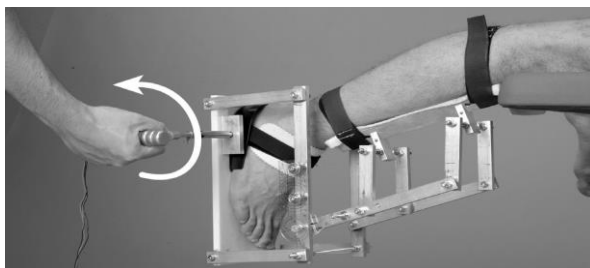
A través de los años se han utilizado múltiples y diversos instrumentos de valoración de la DFT, desde los más sencillos a los más complejos. Estos son tan sólo algunos de los infinitos ejemplos:

- *La plantilla de Lidcombe* es un aparato diseñado utilizado junto con un sistema fotográfico. En este estudio se concluyó que la fiabilidad con este instrumento era muy alto <sup>10</sup>. Pero no es un método que se pueda realizar en un protocolo general de valoración de un paciente.
- *El dispositivo IAROM* (Iowa ankle range of motion) fue diseñado con la intención de ser un instrumento de medición (Imagen 7.1) con gran precisión, más fácil de usar y asequible comparado con otras nuevas tecnologías. <sup>6</sup> Realiza una evaluación válida y fiable de la DFT, pero no podemos considerar que sea un instrumento que pueda utilizarse en una valoración rutinaria general en una consulta.



**Imagen 7.1:** Dispositivo IAROM. Wilkem J, Rao S, Estin M Saltzman C, Yack HJ. *A new device for Assessing Ankle Motion: Reliability and validity* <sup>6</sup>

- En un estudio publicado en el año 2014, se diseñó un nuevo dispositivo para evaluar la cinestesia del tobillo (DF, PF, inversión y eversión) y de cuyos resultados se obtuvo una fiabilidad del dispositivo de buena a excelente <sup>82</sup>. Pero tampoco es un procedimiento que pueda considerarse útil en la práctica clínica.
- Equinómetro <sup>17,18</sup>. Al igual que los anteriores no lo consideramos instrumentos de utilidad práctica. (Imagen 7.2)



**Imagen 7.2** Equinómetro mecánico. Meyer DC, Clememt ML, Werner MD, Wyss T, Vienne P. *A mechanical Equinometer to measure the range of motion of the ankle join: Interobserver and Intraobserver Realiability* <sup>17</sup>.

La evaluación clínica de la DFT se logra normalmente con Goniómetro universal, a pesar de que los estudios de investigación han sugerido que la goniometría es un procedimiento poco fiable por la variabilidad de la determinación del punto de referencia y el mantenimiento de la alineación del instrumento <sup>8,13</sup>. Sin embargo, su utilización es sencilla y rápida, y además tiene una gran accesibilidad por parte de los profesionales.

Para minimizar los factores que disminuyen la fiabilidad de este instrumento, en este estudio se utiliza una variante de goniómetro universal, el llamado Goniómetro de Möltgen. Este instrumento es de sencilla adquisición para todos los profesionales y de uso más fácil. Además, con él es más sencillo mantener la posición del tobillo mientras se manipula el goniómetro, no se requiere tanta habilidad técnica para alinearlos correctamente con los puntos de referencias y mantenerlo en su posición durante toda la valoración. Con este goniómetro se pretende aumentar los valores de fiabilidad en comparación con el universal. En concordancia con los resultados obtenidos, la fiabilidad inter-observador ha sido alta por lo que se puede considerar una buena alternativa de instrumentación para la valoración del DFT.



**Imagen 7.3** Goniómetro de Moltgen. Aportación propia (AP).

Un inclinómetro puede utilizarse para medir la DFT y sólo requiere que el examinador identifique correctamente la referencia anatómica donde debe colocarlo. Es una herramienta muy sencilla de utilizar y según varios estudios de alta fiabilidad. En este estudio se utiliza una app del iPhone durante la realización del test de Lunge. Esta aplicación es gratuita y proporciona directamente un valor numérico al posicionarlo en el punto de referencia anatómico. La aplicación Tiltmeter® es una herramienta de medición novedosa y precisa. Además según un estudio <sup>69</sup> el uso de la aplicación inclinómetro en el iPhone es una medida confiable del rango de movimiento de tobillo en adultos sanos.

#### 7.4 VALORACIÓN DE LA DFT EN CARGA Y/O DESCARGA

El rango de DFT se ha medido por los profesionales sanitarios tanto en condiciones de carga como en condiciones de descarga indistintamente y muchas veces sin saber que no miden los mismos parámetros. Que se realice la medición con diferentes condiciones como ésta puede que lleve a conclusiones contradictorias entre los profesionales. Según un estudio llevado a cabo en el año 2012 las mediciones en carga y en descarga resultan significativamente diferentes por lo que estas dos medidas no deben ser utilizadas de manera intercambiable como valoraciones del rango de DFT. La mayoría de clínicos consideran las dos técnicas como la misma medición e intercambiable de la FD, sin embargo se producen diferentes resultados en condiciones de carga y descarga, y por tanto no deben utilizarse indistintamente<sup>4</sup>.



Imagen 7.4: Valoración en descarga de la DFP. AP.



Imagen 7.5: Valoración en carga del Test de Lunge. AP.

La mayoría de los estudios sugieren que las mediciones en carga tienen una mayor fiabilidad interobservador y reflejan con más precisión la DFT disponible durante las actividades funcionales.<sup>8,12, 13, 83</sup>

Sin embargo, se observan algunas limitaciones importantes del test de Lunge, lo que podría cuestionar la aplicabilidad de esta prueba en la clínica. Se tarda un tiempo relativamente largo hasta que se encuentra el rango final hacia la pared, y eso en el ambiente deportivo sería una limitación importante cuando un gran número de atletas necesita ser valorado en un período muy corto de tiempo<sup>84</sup>. Por otro lado el examinador debe mantener firmemente el talón del paciente en el suelo y leer la distancia de la cinta métrica en una posición poco ergonómica. Hay que tener en cuenta la relación tan importante que tiene la longitud del pie. Además con este test no se puede determinar si la limitación se debe a tejido óseo o blando por lo que no se puede determinar la causa exacta.<sup>13</sup>

## **7.5 POSICIÓN DEL PACIENTE DURANTE LA VALORACIÓN**

### **7.5.1 Posición de la cadera**

En futuros estudios se debería considerar la posición de la cadera en su interacción con el tobillo durante la valoración de la movilidad del último. Algunos autores sugieren que la flexión de la cadera con la rodilla totalmente extendida provoca déficits significativos en la movilidad de la articulación del tobillo.

Aunque biomecánicamente no hay elementos comunes, como con la articulación de la rodilla, podríamos encontrar transmisiones de la tensión en los miembros inferiores a través de las conexiones fasciales o cambios en la tensión del recorrido del nervio ciático que pueden afectar a la tolerancia de la tensión provocada en la búsqueda del rango máximo de movilidad. Por otra parte la cadera en posición neutra de extensión sería más funcional ya que es la posición que adopta durante la marcha. Más estudios en profundidad se necesitan sobre la influencia los nervios periféricos y fascias para comprender mejor su papel en la limitación de la movilidad de la articulación del tobillo<sup>85</sup>.



### 7.5.2 Posición de la rodilla

La posición de la rodilla influye en la longitud del músculo gastrocnemio. A medida que la rodilla cambia de posición, hay una variación del movimiento de DFT.

Bajo condiciones fisiológicas el gastrocnemio está bajo tensión completa cuando se extiende la rodilla. Al aumentar la flexión de rodilla si la movilidad de DFT aumenta se trata de una retracción de gastrocnemio aislada, si por el contrario no aumenta la DF estará limitada por otras estructuras también (Gastrocnemio-sóleo, limitación ósea, articular) <sup>18, 23,60</sup>.

Debido a que la causa más común de limitación de la DF es el equinismo muscular provocado por el gastrocnemio corto, la primera evaluación se debe realizar con la rodilla totalmente extendida. En caso de limitación de la DF en esta posición de la rodilla se debe realizar con la rodilla en flexión (Se determina que se necesitan 20° de flexión de rodilla para eliminar la restricción de DF por una contracción del gastrocnemio) para comprobar si la DF aumenta o se mantiene igual. Esto es imprescindible para diagnosticar la retracción aislada del gastrocnemio<sup>86</sup>.

Sin embargo, en este estudio nos limitamos a realizar la medición con la rodilla en extensión ya que nuestro objetivo es dar respuesta a la hipótesis planteada y no determinar si la limitación está asociada a gastrocnemio aislado o a gastrocnemio-sóleo. Identificar la causa concreta es prioritario para determinar el mejor tratamiento, pero no es objeto de este estudio. La limitación de la DFT menor de 10° con rodilla en extensión y subtalar neutra ya indica un posible equino relacionado con el gastrocnemio <sup>87</sup>.

### 7.5.3 Posición de la articulación subtalar

La posición neutra de la articulación subtalar, es un parámetro indispensable para esta valoración de DFT, estando mayoritariamente aceptada y estandarizada, al contrario de otros parámetros de la valoración <sup>58</sup>.

## 7.6 VALORACIÓN EN DESCARGA DE LA DF ACTIVA Y/O PASIVA

En la valoración activa los músculos actúan voluntariamente sobre la articulación, y requieren una integridad tanto sensitiva como motora. Se necesita la total voluntad del individuo para valorar la movilidad de la articulación y que los músculos y la inervación permanezcan intactos <sup>7</sup>.

La realización de la evaluación activa frente a pasiva puede influir en la fiabilidad del método de valoración ya que pueden no obtenerse los mismos resultados aun valorándose el mismo parámetro. Los grados de DF activa y pasiva en la articulación del tobillo deberían de ser los mismos. Gajdosik<sup>16</sup> en 1987 afirma que aunque pocos estudios compararon directamente la confiabilidad de medir DFA con el de la medición de DFP, hay pruebas suficientes como para sugerir que la movilidad pasiva es más difícil de medir de forma fiable que la activa. Hay varios factores que condicionan que estos resultados no sean iguales a pesar de que deberían serlo.

En primer lugar la variabilidad de la fuerza aplicada, ya que es difícil que todos los examinadores realicen una fuerza uniforme en medidas repetidas y entre examinadores. La fuerza ejercida por el terapeuta durante el movimiento pasivo puede influir en gran medida en la medición según el examinador.<sup>5, 16</sup> Un examinador con poca fuerza manual puede encontrarse con el límite del rango antes que un examinador con mayor fuerza, por lo que los valores no serían fiables. Sin embargo en este estudio no se encuentra un error sistemático de mayores mediciones de un examinador frente al otro durante la valoración pasiva, pero hay que señalar que los examinadores tienen un grado de fuerza similar, por lo que podría ocurrir con examinadores de fuerza diferente. Por lo que consideramos que hay posibilidad de mayores variaciones entre examinadores en la valoración pasiva que en la activa, aunque esto no ha sido significativo en los resultados de nuestro estudio.

La repetitividad de lecturas de rango de movimiento pasivo es más difícil de lograr que el rango de movimiento activo, ya que el límite de la amplitud de movimiento logrado depende de la cantidad de fuerza aplicada a la articulación<sup>7</sup>.

Además pueden influir las diferencias en la sensación final percibida por los examinadores en el rango de movilidad máximo pasivo<sup>7</sup>.

Una ventaja que podemos encontrar de la DF activo-asistida en contra de la pasiva es que ésta logra la inhibición recíproca del gastrocnemio al trabajar en sinergia con la musculatura extensora del compartimento anterior de la pierna. Cuando un músculo se contrae activamente (agonista) éste envía una respuesta de inhibición al músculo opuesto (antagonista) para poder permitir un rango de movimiento articular normal. Pero, durante la DF pasiva el cerebro puede enviar un mensaje a la musculatura del gastrocnemio de tensarse para no permitir que la articulación se mueva hacia una posición desconocida, siendo esto parte de los mecanismos naturales de protección del cuerpo humano.

Por otra parte, aunque son necesarios más estudios en profundidad para confirmar esta hipótesis, se sugiere que la presión realizada sobre la 2<sup>o</sup> cmtt para realizar la DFP podría no permitir el deslizamiento posterior del astrágalo, limitando la DFT<sup>9,88</sup>.

### **7.6.1 Relación de los resultados con la hipótesis principal**

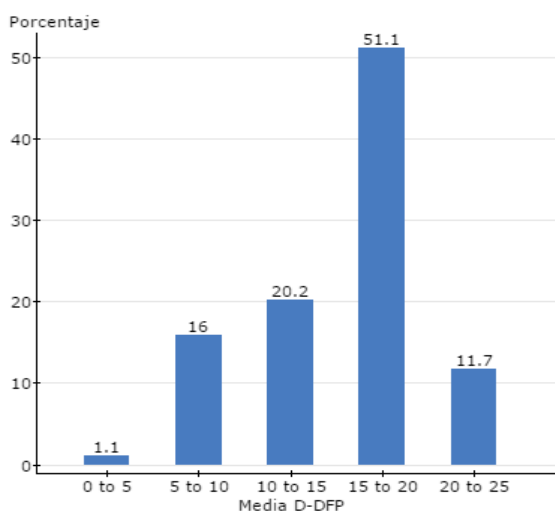
Dado que se considera que el mínimo de grados de DF necesarios para una marcha funcional es de 10<sup>o</sup>, nos encontramos con los siguientes resultados:

- En la DF pasiva de la extremidad derecha el 17% de los jugadores están por debajo de los 10<sup>o</sup>, sin embargo en la DF activa sólo el 2 % está por debajo de esos grados (menos de la mitad).
- En la DF pasiva de la extremidad izquierda el 14% de los jugadores están por debajo de los 10<sup>o</sup>, sin embargo en la DF activa sólo el 1 % está por debajo de esos grados.

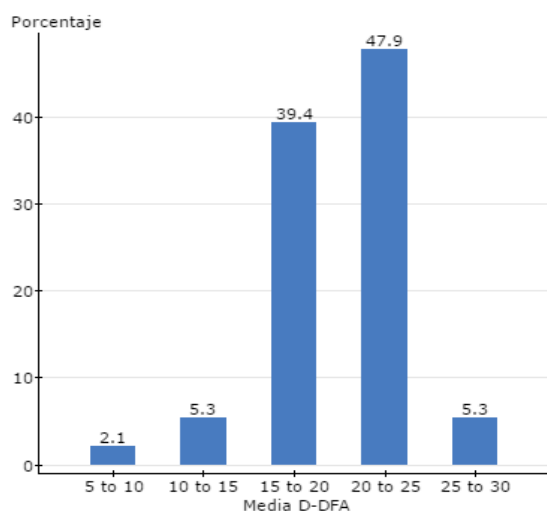
Si consideramos las mediciones pasivas, 16 niños tenían un valor inferior a 10<sup>o</sup> en la pierna derecha y 13 niños tenían un valor inferior a 10<sup>o</sup> en la pierna izquierda. Si por el contrario consideramos las mediciones activas sólo 2 niños tenían un valor inferior a 10<sup>o</sup> en la pierna derecha y sólo 1 niño en la extremidad izquierda.

Por lo tanto éste sería el porcentaje de jugadores con posible retracción del gastrocnemio, tanto de forma activa como de forma pasiva, sin poder especificar si la causa de la limitación de la DFT es atribuida a un gastrocnemio corto aislado o a una retracción de todo el complejo gastrocnemio-sóleo.

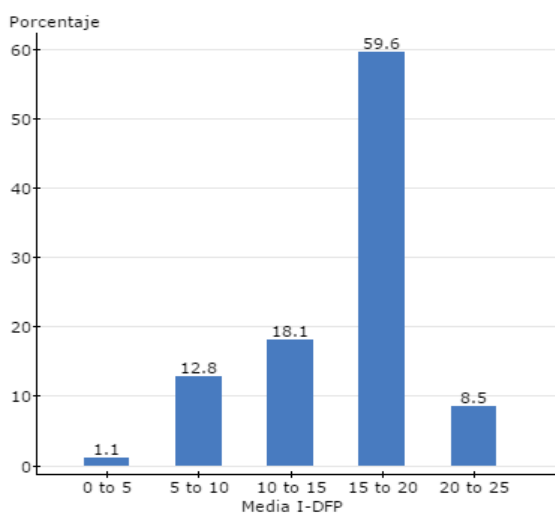
Considerando que el diagnóstico de DFT limitada se hace cuando hay una medición por debajo de los  $10^{\circ}$ , en este estudio si la valoración se realiza de forma activa se obtienen menos de la mitad de diagnósticos positivos que si se realiza de forma pasiva, por lo tanto ¿cuál es la mejor opción, la valoración de la DF pasiva o activa para obtener menos falsos diagnósticos positivos si los resultados no son iguales? Esta discusión nos la planteamos por el elevado número de diagnósticos de limitación de la DFT en la actualidad por los profesionales ¿es ésto real?



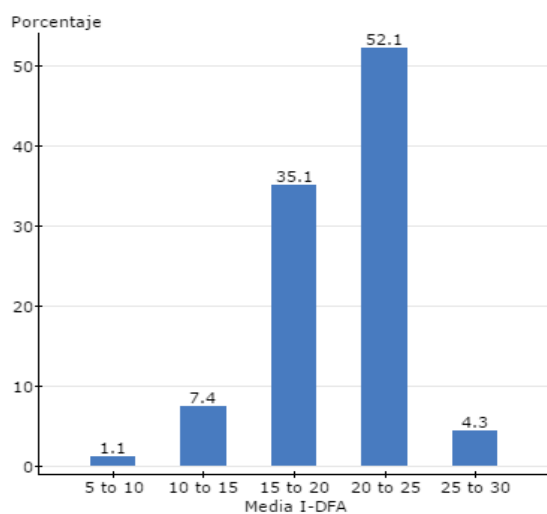
**Gráfica 7. 1:** Histograma por intervalos del rango de DDFP



**Gráfica 7.2:** Histograma por intervalos del rango de DDFA



**Gráfica 7. 3:** Histograma por intervalos del rango de IDFP



**Gráfica 7.4:** Histograma por intervalos del rango de IDFA

En la mayoría de los estudios para evaluar la fiabilidad de las mediciones, se utiliza el sistema test-retest. Esto quiere decir que se repite la medición 3 veces y se halla la media entre ambas obteniendo un valor medio. Sin embargo, estas mediciones pueden estar involuntariamente influenciadas por las expectativas de los evaluadores, por lo que no consideramos introducir este parámetro en nuestro estudio para aumentar la fiabilidad.

## 7.7 EN RELACIÓN CON EL TEST DE LUNGE

Se considera la existencia de rigidez de tobillo en el Test de Lunge cuando se obtienen menos de  $35^{\circ}$  <sup>72-77</sup>. Solo 2 individuos de la muestra presentan menos de estos grados, por tanto sólo 2 presentan rigidez de tobillo. Con este test no se puede determinar el origen de la limitación activa en carga de la DFT. La distancia en centímetros ha sido descartada por la diversidad de tallas de calzado.

Si se relacionan los dos jugadores con limitación de la DFT medida en descarga activamente con los 2 jugadores que presentan rigidez de tobillo en el test de Lunge, se puede considerar lo siguiente. Uno de los jugadores presenta rigidez de tobillo en carga y un valor inferior a  $10^{\circ}$  de DFT medidos de forma activa en descarga. Debido a que el primer test se realiza con la rodilla en flexión y el segundo con la rodilla en extensión, podríamos determinar que la limitación no sería por un gastrocnemio corto aislado, sino que estaría asociada a todo el complejo tríceps sural u otras causas articulares/ óseas ya mencionadas. El otro jugador con rigidez de tobillo presenta un buen rango de movilidad activa en la valoración en descarga. Sin embargo, el jugador que presenta una limitación marcada de la DFT activa en una de las extremidades en el Test de Lunge no presenta rigidez, por lo que podríamos asociarlo a una retracción aislada del gastrocnemio. Esto sólo es una deducción, y no podemos afirmar que exista dicha relación entre ambos test, sin embargo en estudios posteriores podríamos plantearnos comprobar si existe una correlación entre un tobillo rígido y la limitación de la DFT por responsabilidad del gastrocnemio mediante una estadística como el coeficiente de correlación de Pearson.

## 8. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

- La información de lesiones obtenidas de los jugadores era demasiado inespecífica y ha sido imposible clasificarla de una forma lógica para relacionarla con el grado de DFT. Por lo que se descarta este objetivo secundario planteado en este estudio y se propone como línea de investigación futura en próximos estudios, poder relacionar la limitación dorsal de tobillo en jugadores de fútbol con las lesiones que puedan padecer.
- Realizamos las mediciones de una forma estandarizada, primero las pasivas y después las activas. Por tanto una limitación del estudio sería no haber aleatorizado las mediciones para ganar fiabilidad en el estudio.
- Se sugiere la realización de un futuro estudio con dos examinadores de fuerza diferente para observar si hay un error sistemático en las mediciones de DFP de uno frente al otro.

## 9. CONCLUSIONES

Tras la realización de este estudio para la búsqueda del método de valoración de la dorsiflexión de tobillo más fiable y que cumpla todos los criterios anteriormente comentados (sencillo, económico y rápido), a pesar de las limitaciones expuestas concluimos que:

- La fiabilidad interobservador utilizando el goniómetro de Möltgen con dos examinadores inexpertos ha sido buena.
- Debería realizarse la valoración de la dorsiflexión de tobillo de forma activa y no pasiva para aumentar la fiabilidad de las mediciones. Aunque se requieren más estudios para confirmar esta hipótesis con mayor evidencia científica.
- Si el test de valoración se realiza de forma activa se obtiene un porcentaje mucho menor de pacientes con posible retracción del gastrocnemio (aislada o en conjunto con el sóleo).
- No se han encontrado diferencias entre los resultados de la dorsiflexión de tobillo ligadas al sexo, la edad o la extremidad.

## **10. BIBLIOGRAFÍA**

- [1] Prats B, Verges C. Pie equino. Tratamiento ortopodológico. *El Peu.* 1998;72: 415-17.
- [2] Moseley AM, Crosbie J, Adams R. Normative data for passive ankle plantarflexion-dorsiflexion flexibility. *Clinical Biomechanics.* 2001;16: 514-21.
- [3] Munteanu SE, Strawhorn AB, Landorf KB, Bird AR, Murley GS. A weightbearing technique for the measurement of ankle joint dorsiflexion with the knee extended r reliable. *J Sci Med Sport.* 2009;12: 54-59.
- [4] Rabin A, Kozol Z. Weightbearing and Nonweightbearing Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2012: 102(5): 406- 411.
- [5] Calvo-Guisado MJ, Diaz-Borrego P, González-García de Velasco J, Fernández-Torrico JM, Conejero-Casares JA. Tres técnicas de medición de la flexión dorsal del tobillo: fiabilidad inter e intraobservador. *Rehabilitación.* 2007;41(5): 200-6.
- [6] Wilkem J, Rao S, Estin M, Saltzman C, Yack HJ. A new device for Assessing Ankle Dorsiflexion Motion: Reliability and Validity. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(4): 274-80.
- [7] Rome K. Ankle Joint Dorsiflexion Measurement Studies. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1996;86(5): 205-211.
- [8] Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three Measures of Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(3): 279-287.
- [9] Krause DA, Cloud BA, Forster LA, Schrank JA, Hollman JH. Measurement of Ankle Dorsiflexion: A Comparison of Active and Passive Techniques in Multiple Positions. *J Sports Rehabil.* 2011;20: 333-344.
- [10] Moseley A, Adams R. Measurement of passive ankle dorsiflexion: Procedure and reliability. *Aust J Physiother.* 1991;37(3): 175-181.

**[11]** DiGiovanni CW, Holt S, Czerniecki Jm, Ledoux WR, Sangeorzan BJ. Can the presence of equinus contracture be established by physical exam alone? *J Rehabil Res Dev.* 2001;38 (3): 335-340.

**[12]** Powden CJ, Hoch JM, Hoch MC. Reliability and minimal detectable change of weight-bearing lunge test: A systematic review. *Manual Therapy* [Internet]. 2015[3 de Marzo 2015]: 1-9. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/journal/1356689X>

**[13]** Sidaway B, Euloth T, Caron H, Piskura M, Clancy J, Aide A. Comparing the reability of a trigonometric technique to goniometry and inclinometry in measuring ankle dorsiflexion. *Gait Posture.* 2012;36: 335-339.

**[14]** Gatt A, Chockalingam N. Assessment of Ankle Joint Dorsiflexion: An Overview. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas.* 2012; 6(1): 25-29.

**[15]** Cejudo A, Sainz de Baranda P, Ayala F, Santonja F. Fiabilidad Absoluta de dos Pruebas Clínicas para la estimación de la Flexibilidad del Tríceps Sural. *Rev Int Med Cienc Act Fis Deporte.* 2014; 54(14): 291-305.

**[16]** Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical Measurement of Range of Motion. *Physical Therapy.* 1987;67(12): 1867-72.

**[17]** Meyer DC, Clememt ML, Werner MD, Wyss T, Vienne P. A Mechanical Equinometer to Measure the Range of Motion of the Ankle Join: Interobserver and Intraobserver Reliability. *Foot Ankle Int.* 2006;27 (3): 202-205.

**[18]** DiGiovanni CW, Kuo R, Tejjwani N, Price R, Hansen ST, Cziernecki J, Sangeorzan BJ. Isolated gastrocnemius tightness. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84 (6): 962-70.

**[19]** Anderson JG, Bohay DR, Eller EB, Witt BL. Gastrocnemius recession. *Foot and ankle clin N Am.* 2014; 19: 767-786.

**[20]** Barske HL, DiGiovanni BF, Douglass M, Nawoczenski DA. Current concepts review: isolated gastrocnemius contracture and Gastrocnemius recession. *Foot Ankle Int.* 2012; 33 (10): 915-21.



**[21]** Balius R, Alomar X, Rodas G, Miguel-Perez M, Pedret C, Dobado MC, Blasi J, Koulouris G. The soleus muscle: MRI, anatomic and histologic findings in cadavers with clinical correlation of strain injury distribution. *Skeletal Radiol.* 2013; 42: 521-30.

**[22]** Rouviere H, Delmas A. Anatomía Humana. Vol 3. 11a ed. Barcelona: Ed. Masson; 2005.

**[23]** Baudet B, Bonnel F, Colombier JA, et al. Gastrocnemios cortos: De la anatomía al tratamiento. España: Sauramps Medical; 2012.

**[24]** Dalmau-Pastor M, Fargues-Polo B, Casanova-Martínez D, Vega J, Golanó P. Anatomy of the Triceps Surae: A Pictorial Essay. *Foot Ankle Clin N Am.* 2014; 19(4): 603-635.

**[25]** Stoyanov Krastev D, Anastasov Kalniev M, Stoyanov Krastev N, Milcheva Mileva M. An unusual variation of an additional plantaris originating from the soleus. *Int J Adv Var.* 2014;7:933-95.

**[26]** Aderval Aragão J, Prado Reis F, Ribeiro Guerra D, Haldi Cabral R. The Occurrence of the Plantaris Muscle and its Muscle-Tendon Relationship in Adult Human Cadavers. *Int. J. Morphol.* 2010; 28(1): 255-258.

**[27]** Van Sterkenburg MN, Kerkhoffs GM, Kleipool RP, Van Dijk CN. The plantaris tendon and a potential role in mid-portion Achilles tendinopathy: an observational anatomical study. *J Anat.* 2011; 218: 336-341.

**[28]** Kader D, Saxena A, Movin T, Maffulli N. Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *Br J Sports Med.* 2002; 36: 239-249.

**[29]** Lohrer H, Arentz S, Nauck T, V. Dorn-Lange N, Konerding MA. The Achilles Tendon Insertion is Crescent-shaped. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466: 2230-2237.

**[30]** Amis J. The gastrocnemius: a new paradigm for the human foot and ankle. *Foot Ankle Clin N Am.* 2014; 19 (4): 637-647.

- [31] Cañellas A, Viladot R. Paleopatología del tendón de Aquiles corto y evolución de la marcha humana. *Medicina balear*. 2012; 27 (3): 8-14.
- [32] Dujardin F, Tobenas-Dujardin A-C, Weber J. Anatomía y fisiología de la marcha, de la posición sentada y de la bipedestación. *EMC-Aparato locomotor*. 2009; 42 (3): 1-20.
- [33] Marón Bermejo M. Tipos de fibras musculares. En: López Chicharro J, Fernández Vaquero A, editores. *Fisiología del ejercicio*. 3º ed. Madrid: Panamericana; 2006. P.91-98.
- [34] Barbany, JR. *Fisiología del ejercicio físico y del entrenamiento*. 2º ed. Madrid: Paidotribo; 2015.
- [35] Cohen JC. Anatomy and Biomechanical Aspects of the Gastrosoleus Complex. *Foot Ankle Clin N Am*. 2009; 14 (4): 617-26.
- [36] Cazeau C. Analyse biomécanique d' une spécificité de la bipédie humaine: la mise en flexion dorsale de la cheville à l'appui. *Maîtrise Orthopédique* [Internet]. 2007 [20 de marzo]; 166:1-6. Disponible en: <http://eikon.serveftp.net/viewPage.do?id=992>
- [37] Silver RL, de la Garza J, Rang M. The myth of muscle balance: a study of relative strengths and excursions of normal muscles about the foot and ankle. *J Bone Joint Surg Br*. 1985; 67 (3): 432-7.
- [38] Root M, Orien W, Weed J. *Función normal y anormal del pie*. Barcelona: Editorial Base; 2012.
- [39] Perry J. *Ankle foot complex: gait analysis: normal and pathology function*. Thorofare(NJ): SLACK, Inc; 1992. p. 51–88.
- [40] Cazeau C, Stiglitz Y, Barouk L.S, Barouk P. Analyse des conséquences biomécaniques de la brièveté du gastrocnémien sur l'avant-pied. *Medecine et chirurgie du pied*. 22 (2): 143-144.
- [41] Espinosa C, Gallart J. Sistema Aquileo-calcáneo-plantar. *Revista Española de Podología*. 1998; 9 (6): 283-98.

**[42]** Leal Serra V. Sistema Aquileo Calcáneo plantar. Biomecánica. 2011; 19(1): 35-43.

**[43]** Pascual Huerta J. The effect of the gastrocnemius on the plantar fascia. Foot and ankle clinics N Am. 2014; 19(4): 701-718.

**[44]** Cheung JT-M, Zhang M, An KN. Effects of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. Clinical Biomechanics. 2006; 21: 194-203.

**[45]** Cheng H-YK, Lin C-L, Wang H-W, Chou S-W. Finite element analysis of plantar fascia under stretch-the relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendón forcé. J Biomech.2008; 41: 1937-1944.

**[46]** Kirby A. Foot and lower extremity biomechanics III: precision intricast newsletters 2002-2008. Payson (Ariz): Precision Intricast; 2008.

**[47]** Riddle DL, Pulisic M, Pidcoe P, Johnson RE: Risk factors for plantar fasciitis: a matched case-control study [abstract]. J Bone Joint Surg. 2003; 85: 872-77.

**[48]** Patel A, DiGiovanni BF. Association between plantar fasciitis and isolated contracture of the gastrocnemius. Foot Ankle Int. 2011; 32(1):5 –8.

**[49]** Maffuli N, Kader D. Tendinopathy of the tendon Achillis. J Bone Joint Surg Br.2002; 84 (1): 1-8.

**[50]** Nawoczenski DA, Barske H, Tome J, Dawson L, Zlotnicki P, DiGiovanni F. Isolated Gastrocnemius Recession for Achilles Tendinopathy: Strength and Functional Outcomes. J Bone Joint Surg Am. 2015; 97: 99-105.

**[51]** Kiewiet NJ, Holthusen SM, Bohay DR, Anderson JG. Gastrocnemius Recession for Chronic Noninsertional Achilles Tendinopathy. Foot ankle Int. 2013; 34 (4): 481-485.

- [52] Porter D, Barrill E, Oneacre K, May B. The Effects of Duration and Frequency of Achilles Tendon Stretching on Dorsiflexion and Outcome in Painful Heel Syndrome: A Randomized, blinded, Control Study. *Foot ankle Int.* 2002; 23 (7): 619-24.
- [53] Chen L, Greisberg J. Achilles Lengthening procedures. *Foot and ankle Clin N Am.* 2009; 14 (4): 627-37.
- [54] Duthon VB, Lubbeke A, Duc SR, Stern R, Assal M. Non insertional Achilles tendinopathy treated with gastrocnemius lengthening. *Foot ankle int.* 2011; 32 (4):375-79.
- [55] Gurdezi A, Kohls-Gatzoulis J, Solan MC. Results of Proximal Medial Gastrocnemius release for Achilles Tendinopathy. *Foot ankle Int.*2013; 34 (10): 1364-69.
- [56] DiGiovanni C, Langer P. The Role of Isolated Gastrocnemius and Combined Achilles Contractures in the Flatfoot. *Foot Ankle Clin N Am.* 2007; 12: 363-379.
- [57] Eckel TT, Shawen SB. Gastrocnemius Recession: A panacea for What Ails the foot and ankle. 2015; 97: e9 (1-2).
- [58] Young R, Nix S, Wholohan A, Bradhurst R, Red L. Interventions for increasing ankle joint dorsiflexion: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res.* 2013; 6(46): 2-10.
- [59] Ota S, Ueda M, Aimoto K, Suzuki Y, Sigward SM. Acute influence of restricted ankle dorsiflexion angle on knee joint mechanics during gait. *The Knee.* 2014; 21:669-675.
- [60] Maestro M, Kowalski C, Ferre B, Bonnel F. Músculos gastrocnemios cortos. *EMC-Podología.* 2013;15(4): 1-17.

**[61]** Arcilla Arango JC, Cardona Nieto D, Gustavo Giraldo J. Efectos de los estiramientos del Tríceps sural sobre el apoyo plantar y la movilidad de tobillo en futbolistas de 12 y 13 años. Educación Física y Deportes, Revista Digital [internet]. 2012 [20 de abril]; 165. Disponible en: <http://www.efdeportes.com/efd165/estiramientos-del-triceps-sural-en-futbolistas.htm>

**[62]** Kang M-H, Kim J-W, Kim M-H, Park T-J, Park J-H, Oh J-S. Influence of Walking with Talus Taping on the Ankle Dorsiflexion Passive Range of Motion. J Phys Ther Sci. 2013;25: 1011-1013.

**[63]** Abbassian Ali, Kohls-Gatzoilis J, Solan MC. Proximal Medial Gastrocnemius Release in the Treatment of Recalcitrant plantar Fasciitis. Foot Ankle Int. 2012;33(1): 14-19.

**[64]** Molund M, Paulsrud O, Husebye EE, Nilsen F, Hvaal K. Results after gastrocnemius recession in 73 patients. Foot Ankle Surg. 2014;20: 272-75.

**[65]** Cychosz CC, Phisitkul P, Blatti DA, Glazebrook MA, DiGiovanni CW. Gastrocnemius recession for foot and ankle conditions in adults: Evidence-based recommendations. Foot Ankle Surg. 2015; 21:77-85.

**[66]** Escobar Zuñil JC, Rodríguez Fernández AL, Martínez Cepa CB, López Andriño J. Estudio de la relación entre la práctica del fútbol y el acortamiento muscular. Fisioterapia. 2004;26(6): 340-8.

**[67]** Torrebadella X, Nomdedeu-Rull A. Repertorio bibliográfico del fútbol en España (1900-1936). 121 obras para interpretar el impacto social del fútbol en la historia contemporánea. Apuntes. Educación Física y Deportes. 2014;115: 7-32.

**[68]** Carson DW, Myer GD, Hewett TE, Heidt RS, Ford KR. Increased plantar force and impulse in American football players with high arch compared to normal arch. Foot (Edinb). 2012; 22(4): 310-314.

**[69]** Williams CM, Caserta AJ, Haines TP. The TiltMeter app is a novel and accurate measurement tool for the weight bearing lunge test. J Sci Med Sport. 2013;16: 392-395.

**[70]** Duquette AM, Andrews DM. Tibialis anterior muscle fatigue leads to changes in tibial axial acceleration after impact when ankle dorsiflexion angles are visually controlled. *Human Movement Science*. 2010;29:567-77.

**[71]** Singh D. Nils Silfverskiöld (188-1957) and gastrocnemius contracture. *Foot ankl Surg*. 2013; 19: 135-138.

**[72]** Jones R, Carter J, Moore P, Wills A. A study to determine the reliability of an ankle dorsiflexion weight-bearing device. *Physiotherapy*. 2005;91:242-249.

**[73]** Hoch MC, McKeon PO. Normative range of weight-bearing lunge test performance asymmetry in healthy adults. *Manual Therapy*. 2011;16: 516-519.

**[74]** Chisholm MD, Birmingham TB, Brown J, MacDermid J, Chesworth BM. Reliability and Validity of a Weight-Bearing Measure of Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *Physiotherapy*. 2011;64(4): 347- 355.

**[75]** Kang M-H, Lee D-K, Park K-H, Oh J-S. Association of Ankle Kinematics and Performance on the Y-Balance Test With Inclinator Measurements on the Weight-Bearing-Lunge Test. *J Sport Rehabil*. 2015;24:62-67.

**[76]** Burns J, Crosbie J. Weight bearing ankle dorsiflexion range of motion in idiopathic pes cavus compared to normal and pes planus feet. *The Foot*. 2005;15:91-94.

**[77]** Clanton TO, Matheny LM, Jarvis HC, Jeronimus AB. Return to Play in Athletes Following Ankle Injuries. *Sports Physical Therapy*. 2012;4(6): 471-474.

**[78]** Carrasco JL, Jover L. Métodos estadísticos para evaluar la concordancia. *Med Clin (Barc)*. 2004;122: 28-34.

**[79]** Gómez-Gómez M, Danglot-Banck C, Vega-Franco L. Cómo seleccionar una prueba estadística. *Revista Mexicana de Pediatría*. 2013;80(2):81-85.

**[80]** Rebaso P. Entendiendo la “ $p < 0,001$ ”. *Cir Esp*. 2003;73(6): 361-5.

**[81]** Sainz de Baranda P, Cejudo A, Ayala F, Santonja F. Perfil de flexibilidad de la extremidad inferior en jugadoras senior de fútbol sala. *REEFD*. 2015;409(7):35-48.

**[82]** Sun W, Song Q, Yu B, Zhang C, Mao D. Test-retest reliability of a new device for assessing ankle joint threshold to detect passive movement in healthy adults [internet]. *J Sports Sci*. 2015. Disponible en: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02640414.2014.1003589>

**[83]** O'shea S, Grafton K. The intra and inter-rater reliability of a modified weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Manual Therapy*. 2013;18: 264-268.

**[84]** Cejudo A, Sainz de Baranda P, Ayala F, Santonja F. A simplified version of the weight-bearing ankle lunge test: Description and test-retest reliability. *Manual Therapy*. 2014;19: 355-359.

**[85]** Andrade RJ, Lacourpaill L, Freitas SR, McNair PJ, Nordez A. Effects of hip and head position on ankle range of motion, ankle passive torque, and passive gastrocnemius tension. *Scand J Med Sci Sports*. 2015: 2-7.

**[86]** Baumbach SF, Brumann M, Binder J, Mutschler W, Regauer M, Polzer H. The influence of knee position on ankle dorsiflexion-a biometric study. *BMC musculoskeletal Disorders*. 2014;15: (246):2-7.

**[87]** Dananberg HJ, Shearstone J, Guiliano M. Manipulation Method for the Treatment of Ankle Equinus. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2000;90(8): 385-389.

**[88]** Denegar CR, Hertel J, Fonseca J. The Effect of Lateral Ankle Sprain on Dorsiflexion Range of Motion, Posterios Talar Glide, and Joint Laxity. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015;32(4): 166-172.

## **11. AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar agradecemos a los Servicios Médicos del Fútbol Club Barcelona por aceptarnos este trabajo, ya que sin su consentimiento no habría sido posible llevar a cabo este estudio. Agradecemos también la colaboración de todo el equipo de fisioterapeutas de cada uno de los equipos que hemos evaluado por sus sugerencias, observaciones, apoyo y tiempo empleado en nosotras.

También agradecer a nuestra tutora Montserrat Marugán de los Bueis cuyas orientaciones, atención, entrega y paciencia nos ha ayudado a poder realizar este trabajo de manera exitosa.



## **ANEXO 1:**

### **Abreviaturas**

DFT: dorsiflexión de tobillo

SACP: Sistema Aquileo calcáneo plantar

FCB: Fútbol Club Barcelona

DFA: dorsiflexión activa

DFP: dorsiflexión pasiva

M1: miembro 1

M2: miembro 2

Cms: centímetros

## **ANEXO 2:**

### **FICHA PODOLÓGICA DEPORTIVA**

Nombre:

Equipo:

Edad:

Peso:

Talla:

Talla de calzado:

Patologías o lesiones:

Soportes plantares:

#### **Dorsiflexión de tobillo:**

Pierna derecha:

- DF activa rodilla extendida:
- DF pasiva rodilla extendida:

Pierna izquierda:

- DF activa rodilla extendida:
- DF pasiva rodilla extendida:

#### **Test de Lunch:**

Pierna derecha:

- <10cm
- 10 cm
- >10cm

Pierna izquierda:

- <10cm
- 10 cm
- >10cm