



Alberto Rubio Peirotén

Programa de doctorado en Ciencias de la Salud

**Relación de las características morfológicas ecográficas
del tejido conectivo y variables biomecánicas
del corredor de larga distancia**



universidad
SANJORGE

Tesis Doctoral

Villanueva de Gállego, 2022



UNIVERSIDAD SAN JORGE
Facultad de Ciencias de la Salud

Programa de doctorado en Ciencias de la Salud

**Relación de las características morfológicas ecográficas del
tejido conectivo y variables biomecánicas del corredor de
larga distancia.**

entregada por

ALBERTO RUBIO PEIROTÉN

Directores:

Luis E. Roche Seruendo, PhD

Felipe García-Pinillos, PhD

TESIS DOCTORAL

Villanueva de Gállego, 2022

“El conocimiento no es una vasija que se llena, sino un fuego que se enciende”.

Plutarco

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría empezar agradeciendo a la Universidad San Jorge el que hace 10 años confiaran en mí para iniciarme en el mundo de la docencia que tanto me gusta y con el que tanto disfruto. Más allá de la grandeza de la institución, quería poner el foco en todos sus trabajadores, especialmente en mis compañeros del grado de fisioterapia. En pocos sitios hay mayor concentración de excelencia por m2, desde el primer día que me adentré en la facultad de ciencias de la salud hasta el día de hoy habéis sido un elemento motivador, para seguir aprendiendo, para seguir creciendo y para tratar de llegar a vuestra altura. Pero más allá del valor académico de todos, me parece inimaginable encontrar un lugar donde poder conjugar este nivel profesional con el día a día poder trabajar junto a amigos. Rafa, Víctor, Yasmina, Javi, Toño, Cristina, Pablo, Juanan y muchos más que me dejo...en cada café que compartimos me doy cuenta de lo afortunado que soy.

Quiero agradecer toda la labor que han hecho conmigo a mis dos directores de tesis, Luis y Felipe. Felipe, la pandemia hizo que nos conociéramos y trabajáramos de forma telemática. Aun con este hándicap, no has tenido problema en guiarme en el camino de la investigación cómo si nos conociéramos desde hace años, en apretarme los tornillos cuando era necesario, eso sí, con ese acento andaluz que hacía de cada corrección un momento divertido y constructivo. Eres el ejemplo claro de cómo se puede alcanzar el top científico con humildad y una sonrisa por bandera. No me cabe duda de que después de esta tesis gano un amigo.

Y Luis, la verdad que me quedo corto en palabras si trato de explicar el impacto que has tenido en mí desde los 10 años que hace que te conozco. Empezaste arreglándome algún problema con la PDU y 10 años después me has llevado de la mano en la realización de esta tesis. Que haya desarrollado esta tesis sabes que en un gran porcentaje fue motivado por ti, y sobre todo ha sido gracias a ti. Para mí eres mucho más que un compañero, director o tutor, eres un AMIGO con todas las letras, y estoy muy ilusionado por el futuro que tenemos por delante.

A mis compañeros del grupo de investigación UNLOC, por ser apoyos incondicionales en el curso de esta tesis doctoral. Aunque el nacimiento de este grupo ha sido muy reciente, no me cabe duda de que vamos a conseguir grandes cosas juntos. “Si quieres llegar lejos ve sólo, pero si quieres llegar lejos ve acompañado” y nosotros somos como un equipo de remo que va

a dar mucho que hablar. En especial, quería dar las gracias a Diego, por ser mi “tercer” director. Da para más de un tesis doctoral el investigar cómo respondes los mails casi antes de recibirlos. Gracias por abrirme huella en esta travesía de la tesis doctoral, eres uno de los principales responsables de que haya alcanzado la mete sin perderme por el camino.

En siguiente lugar quiero dar las gracias a mi familia. A mis padres, Pedro y Pili, porque no conozco a nadie más que haya dado 2 vidas. Una la que me distéis hace algo más de 34 años, y otra al dar la vuestra para que yo y mis hermanos pudiéramos llegar hasta dónde estamos y conseguir nuestro sueños. Ojalá en el futuro alguien pueda decir que se siente la mitad de orgulloso de lo que yo me siento de vosotros. A mis hermanos Diego y Noemí, por ser mis ejemplos de vida. Digan lo que digan, con vosotros ser el hermano pequeño es un win-win, ya que todas las puertas vienen abiertas y a la vez el querer alcanzarlos siempre me ha hecho seguir un pasito más. A mi tía “chiqui” por siempre estar ahí cuando la he necesitado, aunque quiera corregirme incluso hasta parte de este doctorado. Dicen que los amigos son la familia que eliges, pero en mi caso sin ninguna duda yo hubiera vuelto a escoger a la familia que me ha tocado.

Finalmente, quiero dar las gracias a Esther, mi compañera, mi mujer. Llegaste cuando mi brújula no encontraba el norte y desde entonces cada elemento, cada paso dado empezó a cobrar sentido. Dado que esto se trata de una tesis doctoral dejaré el sentimentalismo y usando lenguaje científico te diré que eres la variable independiente que hace que todos mis resultados sean significativos. Nos queda mucho por caminar juntos y seguir creando este proyecto de vida tan especial.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTOS.....	v
ÍNDICE DE FIGURAS	3
ÍNDICE DE TABLAS.....	5
ABREVIATURAS	7
RESUMEN	9
ABSTRACT	11
1. INTRODUCCIÓN.....	13
1.1 Carrera	13
1.1.1 Aspectos generales.....	13
1.1.2 El “running” en la actualidad.....	13
1.1.3 Fases de la carrera.....	17
1.1.3 Modelo masa-muelle	18
1.1.4 Reactividad y Carrera	27
1.1.5 Rigidez de la extremidad inferior y carrera.....	29
1.2 Tejido conectivo – Tendón	32
1.2.1 Histología del tendón.....	33
1.2.2 Propiedades mecánicas del tendón	35
1.2.3 Influencias del sexo y la edad en el tendón	37
1.2.4 Patología del tendón	39
1.2.5 Respuesta del tendón a la carga.....	44
1.2.6 Tendón de Aquiles.....	45
1.2.7 Tendón rotuliano	47
1.2.8 Fascia Plantar.....	47
1.3 Ecografía en la valoración del tendón	49
1.4 Tendón y carrera.....	51
1.4.1 Comportamiento del tendón durante las fases de la carrera	52
1.4.2 Características del tendón y rendimiento en carrera.....	53
1.4.3 Tendón y lesiones en corredores	55
1.5 Referencias	57
2. JUSTIFICACIÓN	69
3. HIPÓTESIS	71

4. OBJETIVOS	73
5. MATERIAL Y MÉTODOS	75
5.1 Variables morfológicas	75
5.2 Variables espaciotemporales	78
5.3 Cálculo de la rigidez del miembro inferior	79
5.4 Análisis del FSP	80
5.5 Referencias	82
6. RESULTADOS	85
Artículo 1. Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review.....	87
Artículo 2. Is There a Relationship Between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity During a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level	123
Artículo 3. Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners.....	135
7. RESUMEN DE RESULTADOS.....	147
8. DISCUSIÓN.....	149
8.1 Referencias	155
9. LIMITACIONES.....	159
9.1 Referencias	161
10. PERSPECTIVAS DE FUTURO	163
11. CONCLUSIONES.....	165
12. ANEXOS.....	167
12.1 ANEXO 1. FI-379. Aceptación de coautores de publicaciones en tesis doctorales por compendio de artículos	169
12.2 ANEXO 2. Informe positivo del comité de ética para los artículos 2 y 3.....	175
12.3 ANEXO 3. Modelo de consentimiento informado de los artículos 2 y 3.....	181
12.4 ANEXO 4. Currículum vitae abreviado del Doctorando.....	189

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Número de corredores que han finalizado carreras desde el año 2001. Fuente “State of running 2019”	14
Figura 2. Distribución del número de corredores según el tipo de carrera desde el año 2001. Fuente “State of running 2019”	15
Figura 3. Edad media de los corredores según el tipo de carrera desde el año 2001. Fuente “State of running 2019”	16
Figura 4. Modelo masa-muelle en carrera. El “muelle” de la pierna se comprime durante la primera mitad de la fase de apoyo y rebota durante la segunda mitad. Δy_c representa el desplazamiento vertical del centro de masas (Hobara, 2010).	19
Figura 5. Diferentes niveles en la estructura tendinosa (Thorpe, 2016).....	35
Figura 6. Curva tensión-deformación del tendón (Robi, 2013).....	36
Figura 7. “Creep”, relajación de la tensión e Histéresis en la viscoelasticidad del tendón (Robi, 2013).	37
Figura 8. Modelo patológico continuo del tendón propuesto (Cook, 2009)	41
Figura 9. Diferentes fases de una tendinopatía dentro de un mismo tendón (Cook, 2016).....	43
Figura 10. Relación entre dolor, función y estructura dentro del modelo continuo del tendón (Cook, 2016).....	44
Figura 11. Tendón de Aquiles (Winnicki, 2020).....	46
Figura 12. Fascia Plantar (Chen, 2014)	49
Figura 13. Grosor y CSA del AT (Elaboración propia)	50
Figura 14. Grosor y CSA del PT (Elaboración propia).....	50
Figura 15. Grosor de la PF (Elaboración propia).....	51
Figura 16. Valoración ecográfica del AT	76
Figura 17. Valoración ecográfica del PT	77
Figura 18. Valoración ecográfica de la PF.....	78
Figura 19. Drop Jump para cálculo de RSI	79
Figura 20. Valoración de los parámetros espaciotemporales de carrera para cálculo de la rigidez del miembro inferior.	80
Figura 21. Prisma Flow diagram	95
Figura 22. Comparative between normalized to body mass values vs. absolute values for connective tissue.	128

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Efectos sobre el tendón de los diferentes grados de carga.....	45
Tabla 2. Modified Downs and Black scale	94
Tabla 3. Sample characteristics and morphological characteristics of the connective tissue.....	97
Tabla 4. Running biomechanics variables and morphological characteristics of the connective tissue	103
Tabla 5. Tendon pathology and morphological characteristics of the connective tissue	107
Tabla 6. Relationship (coefficient r) between normalized to body mass connective tissue morphology and jumping performance parameters.	128
Tabla 7. Morphology of the normalized to body mass connective tissue and drop jump performance parameters regarding sex.....	129
Tabla 8. Morphology of the normalized to body mass connective tissue and drop jump performance parameters regarding athletic performance level.	129
Tabla 9. Relationship (Pearson coefficient) between connective tissue morphology and lower limb-stiffness.	140
Tabla 10. Leg and Vertical lower-limb stiffness in barefoot and shod conditions(ANOVA).....	140
Tabla 11. Connective tissue morphology regarding lower-limb stiffness groups in both barefoot and shod conditions (ANOVA).	141

ABREVIATURAS

AT: Tendón de Aquiles (Achilles tendon)

CSA: Área de sección transversal (Cross-sectional area)

FFS: Contacto anterior del pie (Forefoot strike)

FSP: Patrón de contacto del pie (Foot strike pattern)

Kleg: Rigidez de la pierna (Leg stiffness)

Kvert: Rigidez vertical (Vertical stiffness)

MFS: Contacto medio del pie (Midfoot strike)

PF: Fascia plantar (Plantar fascia)

PT: Tendón rotuliano (Patellar tendon)

RFS: Contacto posterior del pie (Rearfoot strike)

RSI: Índice de reactividad de la fuerza (Reactivity strength index)

SSC: Ciclo estiramiento-acortamiento (Strech-shortening cycle)

US: Ecografía (Ultrasound)

RESUMEN

La práctica del running se ha transformado durante los últimos 20 años sufriendo un crecimiento exponencial, cada vez son más las personas de todo tipo de edad, sexo y condición social las que se lanzan o continúan con la práctica habitual de este deporte. Junto con esta tendencia socio-deportiva, la ciencia ha ido profundizando con infinidad de estudios en la investigación de todos los elementos relacionados con este deporte. Dentro de estas investigaciones, el sistema músculo esquelético es uno de los principales elementos diana, ya que es el sistema clave para que pueda desarrollarse toda la biomecánica del running. Dentro de los diferentes modelos que se utilizan para comprender la biomecánica de carrera destaca el modelo masa muelle, donde se considera a la extremidad inferior como un muelle que se comprime y descomprime durante las diferentes fases de la carrera permitiendo que se realice de la forma más eficiente posible. En relación con este modelo masa muelle, son los diferentes componentes del sistema músculo esquelético los que permiten que puede desarrollarse esos ciclos de compresión y descompresión. Dentro del sistema músculo esquelético, el tejido conectivo, especialmente los principales tendones del miembro inferior son elementos clave en el ciclo de acortamiento-estiramiento que se desarrolla durante la marcha y la carrera humanas. Una de las características influyentes del mencionado tejido conectivo es la morfología en términos de grosor y área de sección transversal. Estas características morfológicas se pueden medir de forma fiable, económica y rápida mediante el uso de ecografía. Aunque dichas características morfológicas se presentan como un aspecto influyente sobre la biomecánica de carrera, en la bibliografía científica quedan aspectos por concretar que permitan comprender mejor la relación entre la biomecánica de carrera y la mencionada morfología ecográfica.

El objetivo principal de la presente tesis doctoral fue analizar la influencia y relación de las características morfológicas de los principales elementos de tejido conectivo de la extremidad inferior con la biomecánica de carrera en corredores de larga distancia.

Para llevar a cabo dicho objetivo principal se desarrollaron diferentes estudios que se presentan en 3 artículos: i) Características morfológicas del tejido conectivo en corredores. ¿Cómo se relacionan con la biomecánica y la patología tendinosa? Una

revisión sistemática (**Artículo 1**). ii) ¿Existe una relación entre la morfología del tejido conectivo y la reactividad durante un drop jump? Influencia del sexo y el nivel de rendimiento deportivo (**Artículo 2**). iii) Relación entre la morfología del tejido conectivo y la rigidez de la extremidad inferior en corredores de resistencia. (**Artículo 3**).

Los principales hallazgos de la presente tesis doctoral son: i) Los corredores presentan valores mayores de grosor y área de sección transversal de los tendones de Aquiles y rotuliano frente a sujetos de control (sujetos no entrenados) cuyos tendones son sometidos a demandas de carga más bajas. ii) El tipo de calzado y la Kvert parecen ser las principales variables biomecánicas de carrera que se relacionan con las características morfológicas del tejido conectivo. iii) La fase de tendinopatía en la que se encuentra el tendón del corredor explica que puedan darse diferencias significativas en la morfología del tendón frente a tendones sanos iv) Se observa una tendencia hacia una correlación positiva entre las características morfológicas del tendón de Aquiles y la fascia plantar con respecto al RSI durante un drop jump. v) Las características morfológicas de los principales tendones del miembro inferior correlaciona de forma positiva con la stiffness del miembro inferior cuando dichos tendones son especialmente demandados por las características de la carrera.

Las características morfológicas del tejido conectivo se muestran influyentes en diferentes aspectos de la biomecánica de carrera. Por ello, los entrenadores, preparadores físicos y fisioterapeutas que están al cargo de corredores deberían tener en cuenta dichas características para tratar de obtener el mayor rendimiento de los atletas, a la vez que se evita en la medida de lo posible la aparición de lesiones relacionadas con estos tejidos. Futuros estudios deben ir dirigidos a analizar la influencia y relación de estas características morfológicas y diferentes elementos de la biomecánica de carrera donde todavía es necesaria una mayor evidencia.

ABSTRACT

The practice of running has been transformed during the last 20 years, suffering an exponential growth, more and more people of all types of age, sex and social condition are launching or continuing with the usual practice of this sport. Along with this social trend, science has been deepening with countless studies in the investigation of all the elements related to this sport. Within these investigations, the musculoskeletal system is one of the main target elements due to its importance, since it is the key system so that all the biomechanics of running can be developed. Among the different models used to understand the biomechanics of the race, the mass-spring model stands out, where the lower limb is considered as a spring that is compressed and decompressed during the different phases of the race, allowing it to be performed in the most efficient way. In reference to this spring mass model, it is the different components of the musculoskeletal system that allow these compression and decompression cycles to develop. Within the musculoskeletal system, connective tissue, especially the main tendons of the lower limb, are key elements in the shortening-stretching cycle that takes place during human walking and running. One of the influencing characteristics of the aforementioned connective tissue is the morphology in relation to the values of thickness and cross-sectional area. These morphological characteristics can be measured reliably, inexpensively, and rapidly using ultrasound. Although these morphological characteristics are presented as an influential aspect on running biomechanics, in the scientific literature there are aspects to be specified in order to better understand the relationship between running biomechanics and the aforementioned morphologies.

The main objective of this doctoral thesis was to analyze the influence and relationship of the morphological characteristics of the main connective tissue elements of the lower limb with running biomechanics in long-distance runners.

To conduct this main objective, different studies were developed and are presented in 3 articles: i) Morphological characteristics of connective tissue in runners. How are they related to biomechanics and tendon pathology? A systematic review (Paper 1). ii) Is there a relationship between connective tissue morphology and reactivity during a drop jump? Influence of sex and the level of sports performance (Paper 2). iii) Relationship

between connective tissue morphology and lower limb stiffness in endurance runners. (Paper 3).

The main findings of this doctoral thesis are: i) The runners present greater values of thickness and cross-sectional area of the Achilles and patellar tendons compared to control subjects (untrained subjects) whose tendons are subjected to higher load demands. ii) The type of footwear and the Kvert seem to be the main biomechanical running variables that are related to the morphological characteristics of the connective tissue. iii) In the tendons of runners that present tendinopathy, there is no consensus on whether these tendons are thicker or thinner, everything seems to indicate that this fact will depend on the phase of the tendinopathy in which it is found. iv) There is a trend towards a positive correlation between the morphological characteristics of the Achilles tendon and the plantar fascia with respect to the RSI during a drop jump. v) The morphological characteristics of the main tendons of the lower limb positively correlate with the stiffness of the lower limb when these tendons are especially demanded by the characteristics of the activity.

The morphological characteristics of connective tissue are influential in several aspects of running biomechanics. Therefore, coaches, physical trainers and physiotherapists who are in charge of runners should consider these characteristics to try to obtain the best performance from athletes, while avoiding the appearance of related injuries as much as possible with these tissues. Future studies should be aimed at analyzing the influence and relationship of these morphological characteristics and different elements of running biomechanics where more evidence is still needed.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Carrera

1.1.1 Aspectos generales

La carrera es un tipo de locomoción caracterizada principalmente por la presencia de una fase de vuelo, donde los dos pies están en el aire, lo que la diferencia de caminar, donde siempre al menos uno de los pies está en una fase de contacto con el suelo. La carrera, al igual que el caminar, se ejecuta como una serie de pasos alternos de las dos piernas. Uno de los elementos diferenciadores entre la carrera y caminar es la velocidad a la que se ejecutan, siendo por lo general, mayor en la carrera lo que se explica en parte por la mencionada fase de vuelo, donde ambos pies están el aire durante un corto periodo de tiempo. La velocidad durante la carrera es un factor muy variable y está influenciada por diferentes aspectos como las características del sujeto, la finalidad de la carrera, la distancia que va a ser recorrida, etc. Lo denominado como velocidad confortable de la marcha en adultos sanos (20-79 años) se considera en un rango entre 4,5 km/h y 5,3 km/h (1). En el caso de la carrera, la velocidad es muy variable. El récord del mundo de los 100 m en poder del atleta jamaicano Usain Bolt está establecido en 9,58 segundos lo que supone una velocidad media de 37,57 km/h con una velocidad límite de 44,72 km/h. No obstante, teóricamente se considera que la velocidad máxima que podría ser alcanzada por el ser humano sería de 64 km/h (2).

1.1.2 El “running” en la actualidad

Durante los últimos 30 años, el fenómeno del running ha tenido una evolución explosiva. El tratarse de un deporte con un acceso relativamente fácil puede ser uno de los elementos que justifique esta situación. Así, el running es un deporte que puede practicarse de forma individual, sin necesidad de unas instalaciones deportivas específicas ni de un material muy costoso, más allá del propio calzado deportivo. Todo ello sumado a los beneficios que aporta hacen de este deporte actualmente uno de los más practicados del planeta. En el año 2019 se realizó un mapeo bajo el nombre de “State of

running 2019” donde se analizó la situación de este deporte. Dentro de las características metodológicas de este estudio cabe destacar que:

- Se recogen los datos desde 1986 hasta 2018
- Los datos cubren el 96% de los resultados de carreras de EE. UU y el 91% de los resultados de carreras de la UE, Canadá y Australia y una gran parte de Asia, África y América del Sur.
- En total se analizaron 107,9 millones de resultados de carreras, en torno a unos 70.000 eventos.
- Los corredores de élite fueron excluidos y, por tanto, se realizó un análisis sólo de corredores recreativos.

Algunas de las principales conclusiones o elementos más destacados que se encontraron en el análisis de los resultados fueron los siguientes:

- El número de corredores ha disminuido en un 13% desde 2016, cuando alcanzó su punto máximo con 9.1 millones de corredores cruzando la línea de meta. Figura 1.

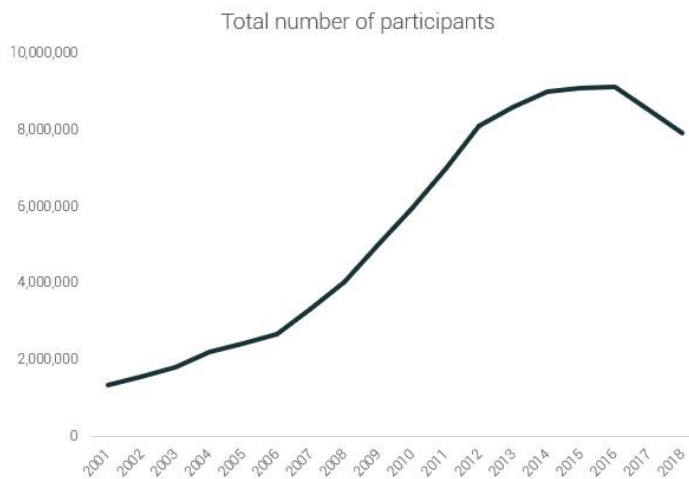


Figura 1. Número de corredores que han finalizado carreras desde el año 2001. Fuente “State of running 2019”

- Las carreras de 5 km y los medios maratones tienen el mayor número de participantes (2,9 y 2,1 millones de participantes en 2018, respectivamente). Pero también son las carreras donde la pendiente de descenso es mayor desde 2016. Los 10 km y los maratones tienen un seguimiento más modesto: 1.8 y 1.1 millones de participantes respectivamente en 2018. Pero es bastante estable en los últimos años: las tasas de participación han fluctuado menos del 2% en los últimos 2-3 años. Figura 2.

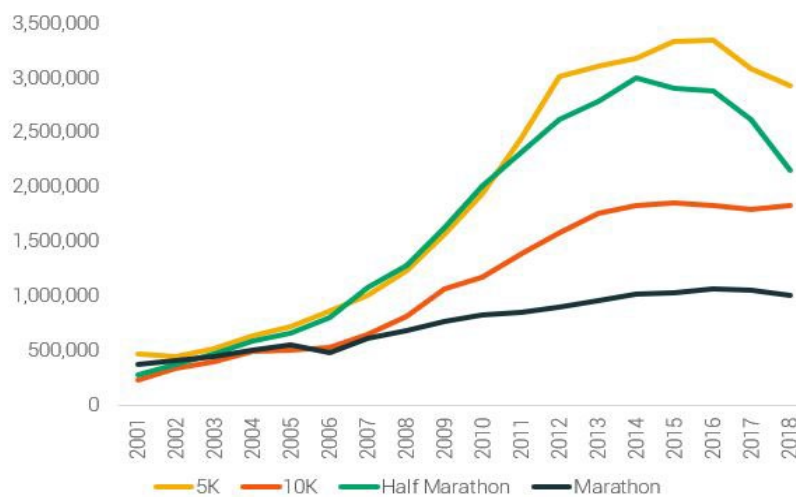


Figura 2. Distribución del número de corredores según el tipo de carrera desde el año 2001. Fuente "State of running 2019"

- España tiene los corredores recreativos más rápidos en la distancia de maratón, Rusia en la media maratón, Suiza en los 10 km y Ucrania en los 5 km.
- Por primera vez en la historia, hay más mujeres corredoras que hombres. En 2018, el 50,24% de los corredores eran mujeres.
- Los motivos para participar en la carrera están cambiando, desde ser el principal motivo el lograr un determinado tiempo u objetivo en carrera a ser motivos psicológicos, sanitarios y sociales los más mencionados actualmente.
- Con relación a la edad de los corredores, en la Figura 3 puede verse como se distribuyen las edades medias en función del tipo de carrera en los últimos años.

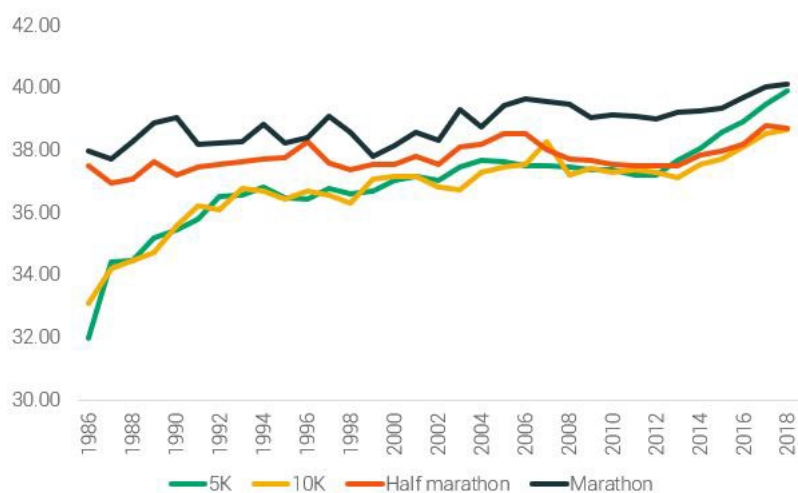


Figura 3. Edad media de los corredores según el tipo de carrera desde el año 2001. Fuente “State of running 2019”

Teniendo en cuenta la abundante evidencia que respalda los beneficios del ejercicio físico en la salud de las personas, esta explosión en el aumento de sujetos que práctica el running reúne a todas luces muchos aspectos positivos. Sin embargo, es importante tener en cuenta que al igual que en la mayor parte de prácticas deportivas, el hecho de someter al organismo a una mayor demanda mecánica va a provocar, en ocasiones, la aparición de diversas patologías o lesiones. El running no escapa a este hecho, y cada vez es más frecuente la aparición de lesiones relacionadas con la práctica de este deporte. Una reciente revisión sistemática de Kakouris et al (3) encontró una incidencia general del 40,2% y una prevalencia del 44,6% en lesiones relacionadas con el running; apareciendo principalmente estas lesiones a nivel de la rodilla y en estructuras distales a estas (3). No obstante, estos valores son muy variables entre los estudios revisados por la citada revisión sistemática (3), por lo que dichos datos han de ser analizados con precaución. Debido a la importancia de estas lesiones en la presente tesis doctoral se aborda en el capítulo específico “1.4.3 Tendón y lesiones en corredores” la relación entre el running y lesiones tendinosas. Las causas de estas lesiones son muy variadas, incluyendo principalmente la falta de adaptación tisular al incremento de las sollicitaciones mecánicas, así como los defectos o alteraciones de la biomecánica de carrera. Por ello, resulta fundamental analizar las diferentes fases en las que se divide la carrera y sus correspondientes características biomecánicas.

1.1.3 Fases de la carrera

Un ciclo completo de carrera consta de dos pasos. Cada uno de estos pasos, a su vez, pueden dividirse en eventos y fases. La diferencia entre ambos conceptos hace referencia a que un evento se considera un momento específico de tiempo, en este caso un momento específico de ese paso de carrera; mientras que una fase hace referencia a un periodo de tiempo dentro de esa actividad.

Los tres eventos de los que consta un paso son: El contacto inicial, el centro de gravedad en su punto más bajo y el despegue. El contacto inicial con el suelo es lo que va a permitir la producción de la carrera. Se sabe que a toda fuerza de acción le sigue una fuerza de reacción de la misma intensidad y dirección, pero de sentido opuesto. Esta ley básica de la física permite comprender de forma muy sencilla la mecánica de carrera. De este modo, durante la carrera cuando el pie ejerce una fuerza contra el suelo, este devuelve una fuerza con la misma intensidad y sentido opuesto como se ha comentado, lo que permite o facilita el posterior despegue. Tras este despegue se produce lo que se denomina la fase de vuelo, dónde ninguno de los pies está en contacto con el suelo. Así podemos hablar de dos fases, la de apoyo donde al menos un pie está en contacto con el suelo, y la mencionada de vuelo. Ambas fases son muy variables en cuanto a duración, y vienen determinadas en gran medida por la velocidad. Es conocido que una mayor velocidad da lugar a fases de apoyo más cortas y fases de vuelo de mayor duración (4).

El primero de los eventos que se dan en la fase de apoyo, es como se ha explicado el contacto inicial. Se trata del primer momento en el que el pie entra en contacto con el suelo. Este primer contacto inicial no ocurre de la misma forma en todos los corredores, existiendo principalmente 3 formas de aterrizar. Para hablar de este contacto inicial se utiliza el concepto de FSP (del inglés “foot strike pattern”), sobre este fenómeno se profundizará posteriormente en el apartado correspondiente al mismo, pero simplemente indicar que si el contacto es con la parte posterior del pie (RFS del inglés “rearfoot strike”) o con la parte anterior del mismo (FFS del inglés “forefoot strike”) la biomecánica de carrera es diferente, así como el funcionamiento e influencia del aparato locomotor. Estos aspectos se abordarán con más detalles en los siguientes apartados de la presente tesis doctoral.

Tras este contacto inicial, el siguiente momento dentro de la fase de apoyo sería la fase de amortiguación, durante la cual se produce la absorción de energía elástica. Dicha fase de amortiguación tiene su punto final al llegar al siguiente evento dentro de esta fase de apoyo que es el momento en el que el centro de gravedad está más bajo. A continuación, se inicia la fase de propulsión donde se devuelve o libera la energía elástica previamente almacenada. Esta fase finaliza en el último evento de la fase de apoyo, el despegue. En dicho evento el pie despegue del suelo gracias a las fuerzas de reacción del suelo, explicadas con anterioridad, y a la liberación de la energía elástica; lo que inicia y facilita la fase de vuelo u oscilación.

Podría decirse que esta fase de apoyo es una fase de amortiguación, donde se acumula energía, energía que posteriormente se liberará provocando la fase de vuelo. En dicha amortiguación o acumulo de energía el sistema musculoesquelético juega un papel fundamental, dicho papel será explicado con más detalles en próximas secciones de la tesis.

La segunda de las fases de la carrera, la fase de vuelo u oscilación transcurre desde el momento en el que se produce el despegue del pie desde el suelo hasta que el pie contralateral contacta con el suelo. En la carrera, durante la oscilación se producen dos fases de vuelo (una de cada extremidad) y una de apoyo de la pierna contralateral.

1.1.3 Modelo masa-muelle

De cara a entender mejor el comportamiento del aparato locomotor durante la carrera se han propuesto diferentes modelos simplificados, como es el caso del modelo masa-muelle. Según este modelo, durante la carrera, la extremidad inferior se comportaría como un muelle que se comprime y descomprime durante las diferentes fases de la carrera (5). El centro de masas del corredor correspondería a la masa que rebota sobre el muelle representado por la extremidad inferior. Durante la fase de apoyo, se produce un acúmulo de energía elástica en los tejidos debido a la compresión generada por el peso corporal del corredor, a este momento de compresión le sigue una descompresión del muelle donde se libera en forma de energía cinética la energía almacenada facilitando la fase de vuelo (6), para ello el rebote del “muelle” lanza el centro de masas hacia arriba y hacia delante facilitando el avance corporal (Figura 4). En este modelo masa-muelle, juegan un papel

determinante el comportamiento de tejidos tales como músculos, ligamentos y tendones; facilitando esa compresión-descompresión especialmente gracias a la unidad miotendinosa y al ciclo estiramiento-acortamiento (SSC, del inglés “stretch-shortening cycle”) de la misma (7). Así estas dos fases de compresión-descompresión se corresponderían con las diferentes fases musculares que son desarrolladas principalmente por la musculatura de la extremidad inferior durante la carrera. La fase de compresión del “muelle”, de acúmulo de energía, va acompañada de una fase isométrica-excéntrica de la musculatura (8). En muchas ocasiones se habla únicamente de la fase excéntrica para explicar este acúmulo de energía, sin embargo, en determinadas unidades miotendinosas la musculatura realiza una contracción isométrica y el almacenaje de energía se realiza gracias a la elongación del tendón (9). Tras el acúmulo de energía, viene la fase de descompresión del “muelle”, que se corresponde con la acción concéntrica de la musculatura favoreciendo el lanzamiento del centro de masas del corredor (8). Se sabe que este mecanismo de SSC favorece la economía de carrera, disminuyendo el gasto energético. Cavagna et al. (10) demostraron en su estudio que sin la acción de este mecanismo de acúmulo de energía gracias al SSC el consumo de oxígeno sería de un 30% mayor.

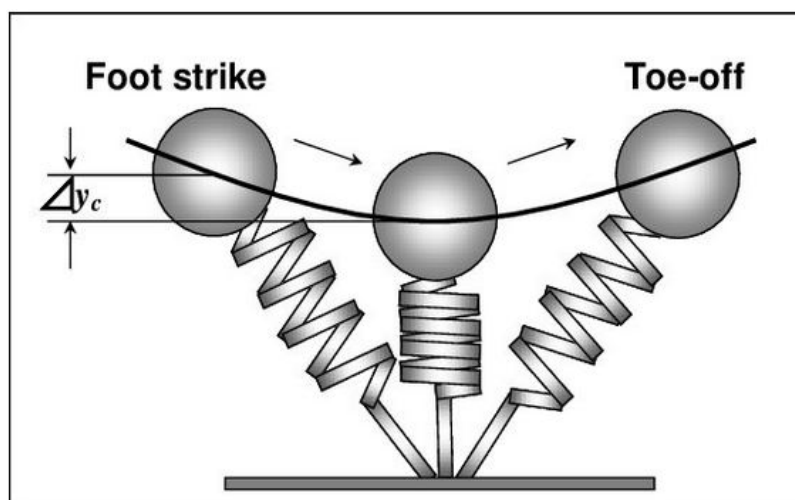


Figura 4. Modelo masa-muelle en carrera. El “muelle” de la pierna se comprime durante la primera mitad de la fase de apoyo y rebota durante la segunda mitad. Δy_c representa el desplazamiento vertical del centro de masas (Hobara, 2010).

Sin embargo, cabe destacar que este modelo masa-muelle se presenta como un modelo de muelle perfecto, cuando actualmente conocemos que no es así. Un muelle perfecto o lineal cumple con la ley de Hooke. Esta ley afirma que la deformación elástica

que sufre un cuerpo es proporcional a la fuerza que produce tal deformación, siempre y cuando no se sobrepase el límite de elasticidad. Si seguimos la mecánica de un muelle perfecto las velocidades de compresión y descompresión deberían ser las mismas. Durante la carrera este hecho no es así, en otro de sus estudios citado con anterioridad (8), Cavagna et al. (8) observaron como la fase de acúmulo de energía se producía de forma más rápida que la posterior fase de liberación, es decir, el estiramiento de la unidad miotendinosa se realiza a una velocidad mayor que la posterior fase concéntrica. Otro aspecto que hace que este “muelle” no sea perfecto como el propuesto en los modelos teóricos es la cantidad de energía que puede ser acumulada por parte de los tejidos. Se estima que los tendones humanos, durante la carrera solo puede absorber y almacenar entorno al 50% de la energía mecánica (10), por lo tanto, dista mucho de ese 100% que supondría un muelle perfecto. Esa diferencia de energía debe ser suplida por la acción muscular. No obstante, cuanto mayor capacidad de acúmulo de energía presente la unidad miotendinosa, menor será el trabajo que deba realizar la musculatura y por lo tanto se dará una mejor economía de carrera.

Un factor que resulta determinante en la capacidad de absorber esa energía durante la carrera es el concepto de rigidez de la extremidad inferior, este aspecto será tratado con mayor detalle en próximos capítulos de la presente tesis doctoral.

1.1.3.1 Factores influyentes sobre el modelo masa-muelle

Tal y como se ha comentado en el capítulo anterior, el modelo masa-muelle trasladado a la realidad de la carrera dista de ser perfecto, no obstante, supone una herramienta muy importante de cara a la valoración de distintos aspectos de la carrera. Dentro de este modelo de muelle, hay diferentes elementos que influyen resultando en una mayor o menor eficacia de este y que se recogen en el trabajo teórico de Jaén-Carrillo et al (11).

- Sexo: Tal y como se ha comentado con anterioridad la rigidez de la extremidad inferior es un elemento fundamental dentro del modelo masa-muelle. Granata et al. (12) determinaron que la stiffness de la extremidad inferior en mujeres representa entorno a un 77-81% de la misma en hombres. Este factor es un elemento que influye en el motivo de que la prevalencia de lesiones de rodilla en mujeres, tales como roturas del ligamento

cruzado anterior, sea mayor que en hombres (13). El principal factor influyente en este tipo de lesiones sin contacto es el aterrizaje tras salto (14), por lo que una mayor rigidez de la extremidad inferior tendrá como resultado una mayor estabilidad articular, en este caso de la rodilla, lo que favorecerá la prevención de este tipo de lesiones.

Una mayor rigidez del “muelle” implicará que el grado de deformación de este sea menor, siendo más rápido el paso de la fase excéntrica a la concéntrica, y por lo tanto mostrando una mayor eficacia. Atendiendo únicamente a este parámetro y a la luz de los resultados mencionados en el estudio de Granata et al. (12) la eficiencia del modelo masa-muelle será mayor en hombres.

- Masa corporal: El propio modelo utiliza el concepto de masa-muelle en su denominación. De ahí resulta fácil entender que uno de los factores determinantes en su mecanismo es la masa del sujeto. En un muelle convencional al que se le adhiere una masa, es dicha masa uno de los factores fundamentales que provocará que el grado de deformación del muelle sea mayor o menor. Es decir, ante idénticas condiciones de velocidad, resistencia, características del muelle, etc. una mayor masa provocará una mayor deformación del muelle. Por este motivo, estudios previos siguiendo este modelo masa-muelle han propuesto, de cara a poder realizar comparaciones, clasificar a los sujetos en función de sus dimensiones, con el fin de obtener resultados que gocen de una buena fiabilidad (15).

Valorando efectos específicos de la influencia de la masa corporal dentro de este modelo masa-muelle, estudios previos sugieren que un incremento de la masa se traduce en un aumento del fase de contacto, un aumento de la rigidez vertical, que es uno de los componentes de la rigidez de la extremidad inferior; así como un incremento de los movimientos angulares de las principales articulaciones de la extremidad inferior, cadera, rodilla y tobillo (16).

Finalmente, respecto a la influencia de la masa corporal en el modelo masa-muelle, cabe destacar que la forma en la que está distribuida la masa determina en gran medida como influye sobre este modelo (17). Así, por ejemplo, añadir un masa externa de 2 kg por un lado a nivel de la pelvis, y por otro lado a nivel de los tobillos (1 kg en cada tobillo) suponía, entre otros aspectos, un incremento mayor del consumo de oxígeno durante la carrera en los sujetos en los que el peso se colocaba en los tobillos (17), debido

principalmente a un mayor coste de reposición de los segmentos; lo que se traduce finalmente en una peor economía de carrera.

- Talla: La altura del corredor, y más concretamente la longitud de la extremidad inferior es otro de los factores influyentes dentro del modelo masa-muelle. Por lógica cabría pensar que una mayor longitud del segmento en movimiento generaría una mayor longitud de la zancada a una misma velocidad. Sin embargo, esta relación no siempre se da de forma tan clara. Se estima que la altura del sujeto influye en torno a un 48% de la longitud de la zancada (18). La evidencia científica viene a demostrar que esta relación talla-longitud de zancada no ocurre en todos los casos. Sin embargo, aunque la correlación entre talla y longitud de zancada no sea muy alta, algunos estudios muestran una r de 0,5 (19), por lo tanto, es un factor que debe tenerse en cuenta. Además de esto, la longitud de la extremidad inferior es uno de los valores que se incluyen en el cálculo de la rigidez de la extremidad inferior según el método de Morin (20), que será explicada con posterioridad.

- Velocidad: Probablemente la velocidad constituye uno de los elementos más influyentes sobre el modelo masa-muelle, y en consecuencia sobre los parámetros espacio temporales de la carrera. Concretamente Schulze et al. (19) observaron que la longitud de la zancada, la cadencia y la fase de apoyo dependían de la velocidad, siendo dicha velocidad la que explicaba más de un 90% de la varianza de estos parámetros espacio temporales. Este estudio de Schulze et al. (19) observó como ante un aumento gradual de la velocidad, el resultado era un incremento en la longitud de la zancada, un incremento de la cadencia y una disminución del tiempo de la fase de apoyo. Estas variaciones llegan a ser bastante importantes, ya que por ejemplo el incremento en la longitud de la zancada entre correr a 10 Km/h y 24 Km/h supuso un incremento de entorno al 87%. No obstante, las adaptaciones a la velocidad dependen de cada corredor, siendo tres las principales estrategias que se pueden adoptar (21, 22). En primer lugar, se puede aumentar la longitud de la zancada manteniendo la frecuencia de esta. En segundo lugar, aumentando la frecuencia de la zancada manteniendo la longitud de esta. Finalmente, se puede adaptar al incremento de la velocidad mediante un incremento tanto de la longitud de la zancada como de su frecuencia en diferentes proporciones.

- Fatiga: Otro de los factores influyentes en el modelo masa-muelle bastante estudiado es la fatiga. Aunque los resultados de diferentes estudios muestran cierta controversia (23-25), sí que parece haber consenso al considerar la fatiga como un elemento influyente en los parámetros espacio temporales de la carrera. Un estudio reciente (26) muestra como

tras 60' de carrera a una velocidad seleccionada por el sujeto, pero siendo este animado a tratar de cubrir la mayor distancia posible, dio como resultado un aumento significativo del tiempo de contacto y una reducción del tiempo de vuelo como consecuencia de la fatiga (26). Además, otra variable afectada por la fatiga fue la rigidez de la pierna, disminuyendo de forma significativa.

- Superficie: Es conocido como los corredores modifican la fase de apoyo durante la carrera cuando se realizan cambios de superficie, con el objetivo de mantener lo más similar posible el movimiento del centro de masas (27). Un ejemplo de estas modificaciones es como los corredores del estudio de Ferris et al. (27) redujeron la rigidez de la pierna en un 29% entre el último paso en la superficie blanda y el primer paso en la superficie dura. Con ello se consiguió que el desplazamiento vertical del centro de masas no variará durante la transición de una superficie a otra. Uno de los aspectos que se observó en este estudio es que al realizar el cambio de superficies duras a superficies blandas el tiempo de contacto con el suelo era menor, mientras que al hacer el cambio de superficies más blandas a superficies duras el tiempo de contacto con el suelo era mayor. Sin embargo, una vez que se realizaba la carrera de forma continuada tanto en superficies duras como en superficies blandas los tiempos de contacto eran los mismos.

- Calzado: El mundo del calzado en el running se ha desarrollado de manera exponencial durante los últimos años. Debido al auge del running, las marcas deportivas invierten cada vez más recursos en el desarrollo de nueva tecnologías que puedan implementarse en este tipo de calzado. Habitualmente estas innovaciones son usadas inicialmente por los corredores profesionales, para finalmente dar el salto al gran público de corredores amateurs. Dentro de la inmensa gama de calzado deportivo se puede hablar a grandes rasgos de dos grandes grupos que centran la mayor parte de las investigaciones, el calzado minimalista y maximalista. De forma general el calzado minimalista es aquel que busca que la carrera sea lo más similar posible a cómo sería si el corredor fuera descalzo, por ello la amortiguación que presenta es mínima, así como los elementos estabilizadores. Por su parte el calzado maximalista es caracterizado por mediasuelas acolchadas muy gruesas (> 20 mm), estabilidad mínima, un drop muy bajo y una puntera más ancha de lo habitual. Agresta et al. (28) valoraron como afecta el cambio del calzado normal al minimalista y al maximalista en relación con los parámetros espacio temporales y a la rigidez de la extremidad inferior. Los resultados de este estudio muestran como el cambio al calzado minimalista produjo un descenso del tiempo de contacto y un aumento de la

frecuencia de paso y de la rigidez de la extremidad inferior. Mientras que el cambio al calzado maximalista conllevó resultados opuestos, aumento del tiempo de contacto y una disminución de la frecuencia de paso y de la rigidez de la extremidad inferior (28). A la luz de este tipo de datos, es necesario tener en cuenta las características del calzado cuando se analicen las variables del modelo masa-muelle.

- FSP: El modo en el que el corredor realiza el contacto inicial del pie con el suelo también va a ser una variable determinante que influye sobre el modelo masa-muelle. Como se ha mencionado con anterioridad el FSP viene determinado por cómo se realiza el primer contacto del pie en el suelo. Habitualmente se habla de tres patrones diferentes en función de este contacto inicial. Cuando el corredor realiza el contacto inicialmente con la parte posterior del pie o retropié se utiliza la clasificación de RFS. Este patrón posterior es el más habitual entre corredores, algunos autores hablan de que los corredores de resistencia con un RFS representan en torno a un 75-80% del total (29, 30). En segundo lugar, cuando esa fase de contacto inicial ocurre con la zona del medio pie se clasifica el patrón de los corredores como MFS. Finalmente, cuando es la parte anterior del pie o antepié la que contacta inicialmente con el suelo se considera que el corredor exhibe un patrón de pisada denominado FFS. En función de cómo sea el FSP, las características biomecánicas de la carrera van a ser diferentes, así como el desarrollo de la función del sistema musculoesquelético.

Es conocido que el FSP es altamente influenciado por la condición calzado-descalzo (30). De esta forma la gran mayoría de corredores utilizan un patrón RFS cuando corren calzados, mientras que este patrón se modifica hacia un MFS o FFS cuando la carrera se realiza descalzo (30, 31).

Lieberman et al. (30) mostraron que las fuerzas verticales durante el periodo de impacto eran mayores en los corredores con un patrón RFS que aquellos con un FFS. Este aspecto, de mayores fuerzas verticales puede ser un factor predisponente a la aparición de lesiones debido a un aumento de la carga.

En relación con los parámetros espacio temporales, aunque la evidencia científica no es muy extensa, parece haber cierto consenso en afirmar que el FSP no determina cambios significativos ni en la cadencia ni en la longitud de la zancada (32). Uno de los aspectos que sí que parece verse afectado, es el tiempo de contacto con el suelo. Swinnen

et al. (33) observaron que tanto corriendo a 10km/h como a 14km/h, el tiempo de contacto era mayor en los sujetos con un RFS.

En cuanto a la variables cinemáticas sí que se dan diferencias significativas entre los corredores con un RFS y los que muestran un FFS. Así, durante el contacto inicial, la articulación del tobillo exhibe una menor dorsiflexión en los corredores con un RFS, mientras que, en el caso de la articulación de la rodilla, el ángulo durante el contacto inicial muestra un mayor grado de flexión en los corredores con un FFS (32) aunque, el rango de movimiento de dicha articulación era mayor en los corredores con un RFS (34). Además de un mayor rango de movimiento de flexión dorsal de la articulación del tobillo los corredores con un FFS también mostraron un mayor movimiento de eversión de tobillo durante la carrera (34).

Además de influir sobre la variables cinemáticas y espaciotemporales de la carrera, es bien conocido que el FSP es un factor que determina el grado de demanda y condiciona el funcionamiento del sistema músculo esquelético.

Respecto al comportamiento del tríceps sural en función del FSP, estudios recientes muestran como el comportamiento difiere entre el soleo y los músculos gastrocnemios (35). En el caso del sóleo, en los corredores con un FFS disminuyó el almacenamiento de energía del tendón y el trabajo de las fibras musculares, mientras que dichas fibras musculares se acortaron en comparación con los sujetos con un RFS (35). Para el gastrocnemio, en aquellos corredores con un FFS aumentó la activación muscular y el trabajo de las fibras a la vez que dichas fibras musculares se alargaban en comparación con los corredores que exhibían un RFS (35). Sin embargo, a pesar de que se haya observado que el FSP modifica el comportamiento de la musculatura del tríceps sural, parece ser que dichos cambios no influyen sobre el gasto metabólico de esta unidad muscular durante la carrera (36). Focalizando la atención a nivel del comportamiento del tendón de Aquiles (AT, del inglés “Achilles tendon”), también se observa como el FSP influye directamente sobre él. Rice et al. (37) observaron que correr con un patrón FFS suponía un incremento tanto del impulso del AT como de los valores de carga del mismo. En relación con este nivel de carga que soporta el AT, parece ser que hay consenso a lo largo de la evidencia científica, ya que son varios los estudios que muestran como los corredores con un FFS generan una mayor carga o stress sobre el AT (37-39).

Con relación a la articulación de la rodilla y sus estructuras, el FSP también se ha mostrado como un factor influyente. Ya se ha comentado con anterioridad que los corredores que exhiben un FFS muestran un ángulo de flexión durante el contacto inicial mayor que aquellos con un RFS, siendo menor el rango de movimiento que muestran en esta articulación. Además de ello, a nivel del sistema músculos esquelético también se ven una serie de modificaciones. A nivel del cuádriceps, se observó que en los corredores con un FFS el pico de fuerza desarrollado por esta musculatura era menor que en el caso de aquellos que tenían un RFS (40). Algo similar ocurría en la musculatura isquiotibial, donde la fuerza media desarrollada por estos músculos también era menor en los corredores con un FFS (40). El hecho de que los corredores que presentan un RFS presente un mayor rango de movimiento total en la articulación de la rodilla durante la fase de contacto en el suelo, implica que la carga que afecta a esta articulación es mayor (41). Este hecho podría poner de manifiesto que la carga que soporta el tendón rotuliano (PT, del inglés “patellar tendon”) será mayor, debido a que el grado de estiramiento-acortamiento al que está sometido también es mayor en corredores con un RFS.

Cabe mencionar que la literatura científica actual es mucho más numerosa en aquellas investigaciones que valoran el comportamiento miotendinoso de la articulación del tobillo (AT-tríceps sural) que el de la articulación de la rodilla (PT-cuádriceps). Este hallazgo es algo que cuanto menos resulta remarcable ya que como se ha comentado, la mayor parte de corredores exhiben un patrón RFS lo que implica una mayor carga de las estructuras de la rodilla.

Finalmente, el tejido conectivo de la región del pie, concretamente la fascia plantar (PF, del inglés “plantar fascia”) también han sido objeto de estudio en su relación con el FSP. Se ha observado que en función del FSP se genera una carga diferente sobre la PF. Así en los corredores que mostraban un FFS se vio un incremento sobre el tejido conectivo plantar de entre un 18,28-200,11% mayor que en el caso de los corredores con un RFS (42). Específicamente, a nivel de la PF la fuerza tensil estaba incrementada entre 18,71-109,10% cuando el patrón era del tipo FFS (42). Como se explicará con posterioridad, la PF es considerada por muchos autores como una prolongación del AT y contribuye a disipar la tensión que soporta el mismo, por ello es lógico observar que al igual que el AT, la PF soporta una mayor carga en aquellos corredores que muestran un FFS.

El FSP es una variable que en los últimos años ha sido objeto de entrenamiento por parte de los corredores. Este aspecto principalmente ha sido determinado por la creencia de que un patrón FFS favorece un mejor rendimiento durante la carrera. Este hecho parece ser algo lógico en velocistas dónde el objetivo es alcanzar velocidades máximas en cortos periodos de tiempo. Por ello se buscan los menores tiempos de contacto con el suelo y lo mayores tiempos de vuelo, algo que es más factible conseguir con un patrón FFS. Sin embargo, si hablamos de carreras de larga distancia (más de 5km) no queda tanto claro que el presentar un FFS sea tan determinante a la hora de tener un mayor rendimiento. En carreras como la maratón, se ha observado que el FSP predominante es el RFS, Kasmer et al. hablan en su estudio de que en una muestra de casi 2000 maratonianos el porcentaje de corredores con un RFS era cercano al 94% (43). De una forma semejante en una media maratón con corredores de elite, incluyendo atletas olímpicos, entorno al 75% mostraron un patrón RFS (44). Por lo tanto, parece ser que en este tipo de carreras de larga distancia el FSP no va a ser un factor tan influyente en el rendimiento. No obstante, lo que sí que resulta evidente y queda demostrado es que los diferentes patrones de FSP generan una diferencia de cargas en las estructuras bien de la región del tobillo bien de la región de la rodilla. Por lo tanto, de cara a prevenir la aparición de lesiones e implementar el rendimiento, el cambio de técnica de carrera hacia un determinado FSP debería ir acompañado de un acondicionamientos de los tejidos más demandados por ese FSP, a la luz de los resultados explicados con anterioridad.

1.1.4 Reactividad y Carrera

La traducción literal de reactividad puede definirse como la capacidad de reaccionar. Hablando concretamente de la carrera esta reactividad sería la habilidad de pasar lo más rápidamente posible de la fase excéntrica a la concéntrica, o mejor dicho de la fase de contacto o suspensión a la fase de vuelo u oscilación. Si pensamos en ese muelle que utiliza el modelo masa-muelle para explicar el comportamiento de la extremidad inferior durante la carrera, sería un muelle muy reactivo cuando es capaz de rápidamente comprimirse absorbiendo la energía mecánica para, posteriormente, liberarla en forma de energía cinética. En la carrera, asumiendo que la energía se absorba y acumule de forma adecuada durante la fase de suspensión, el muelle será más eficiente cuando mayor reactividad presente, ya que esto implicará una mayor velocidad.

Para medir de forma objetiva la reactividad se utiliza el “reactivity strength index” (RSI). El RSI puede calcularse mediante diferentes fórmulas como la relación entre el TC y la altura del salto, o mediante el ratio entre el tiempo de vuelo y el tiempo de contacto cuando se realiza un “drop jump” (45). El RSI se ha mostrado como un test fiable para medir la explosividad durante movimientos explosivos tales como saltos (46). Diferentes estudios han observado que hay una serie de factores influyentes sobre el RSI.

El primero de estos factores es el sexo. Beckham et al. (47) encontraron que, ante condiciones de una misma fuerza máxima relativa y tasa de desarrollo de la fuerza media, los sujetos de sexo masculino presentaban un RSI un 28% superior.

En segundo lugar, la edad también destaca como uno de los factores determinantes de la reactividad mostrada durante el salto. Así, conforme la edad del sujeto aumenta, se produce una disminución de la reactividad. Farrow et al. (48) mostraron recientemente como en mujeres adultas (edad media de 71 años) la reactividad durante el salto vertical valorada mediante el RSI disminuía en un 76%, comparado con mujeres jóvenes (edad media 22 años).

Otro de los factores influyentes son los niveles de fuerza. Parece ser que, en movimientos deportivos específicos, cuando las cargas de estiramiento excéntricas son altas, así como las demandas de ciclos de estiramiento-acortamiento son rápidos, la reactividad de los atletas, medida mediante el RSI, puede estar determinada por su fuerza máxima relativa, específicamente la fuerza excéntrica (45).

Como se ha explicado con anterioridad, dentro del modelo masa-muelle el sistema músculo esquelético, especialmente la unidad miotendinosa, juega un papel fundamental en el funcionamiento de este a través del SSC. En esta línea uno de los aspectos más estudiados del mencionado sistema músculo esquelético es la “stiffness” o rigidez del tendón. Así, por ejemplo, ciertos estudios muestran una correlación entre dicha “rigidez” tendinosa del AT y la disminución del tiempo de contacto durante el salto (49). Sin embargo, la literatura científica es más bien escasa por no decir inexistente en el estudio de como las características morfológicas del tendón influyen en este modelo masa-muelle, por ejemplo, en términos de reactividad. Ese hecho justifica que la segunda de las publicaciones de la presente tesis doctoral investigue sobre esta relación entre reactividad y características morfológicas del tendón (Artículo II).

1.1.5 Rigidez de la extremidad inferior y carrera

La stiffness o rigidez (K) puede definirse como la resistencia que presenta un objeto a ser deformado o modificado en su longitud al ser sometido a una fuerza. El hecho de que la rigidez se represente mediante la sigla “K” viene derivado de la mencionada ley de Hooke. En dicha ley, K representa la constante de proporcionalidad que es lo que se denomina constante elástica del muelle.

Dicha rigidez puede calcularse mediante el ratio entre la fuerza aplicada y la deformación obtenida (50).

Cuando se habla específicamente de rigidez de la extremidad inferior, se hace referencia a la resistencia que esta extremidad ofrece a ser deformada por la fuerza provocada por el centro de masas durante actividades tales como la marcha, la carrera o el salto. Como se ha ido comentando en capítulos anteriores, la rigidez de la extremidad inferior es uno de los principales determinantes del modelo masa-muelle; de ahí que la literatura científica sea muy abundante alrededor de esta variable. A pesar de ello, hay cierta controversia sobre cuáles son los valores óptimos de esta rigidez en relación con un mejor rendimiento durante la carrera.

Cabe pensar que a mayor rigidez el rebote del muelle será más rápido y por lo tanto se traducirá en una disminución del tiempo de contacto y en un aumento del tiempo de vuelo y de la velocidad. Meyers et al. (51) muestran cómo se da una importante correlación ($r > 0,7$) entre la rigidez de la extremidad inferior y la velocidad máxima desarrollada durante un sprint. En la misma línea de considerar una mayor rigidez asociada a un mejor rendimiento, aparece el estudio de Heise et al. (52), en este estudio se obtienen correlaciones negativas entre las demandas aeróbicas y la rigidez del miembro inferior. Es decir, un aumento de la demanda aeróbica estaba asociada a menores niveles de rigidez de la extremidad inferior, por lo que se podía concluir que la economía de carrera en términos de demanda aeróbica era mejor con una mayor rigidez de la extremidad inferior.

Sin embargo, parece ser que a partir de un determinado valor en el que se siga incrementado la rigidez de la extremidad inferior no siempre va a ir relacionado con un mayor rendimiento. Por ejemplo, tomando nuevamente como referencia el salto, Seyfarth et al. (53) encontraron que, en el salto de longitud, a partir de determinados valores de

rigidez, una mayor rigidez no correlacionaba con una mayor longitud en el salto. El razonamiento para explicar esta situación es fácil de entender. Si pensamos en un muelle extremadamente rígido la deformación que va a sufrir durante la aplicación de una fuerza va a ser mínimo, por lo tanto, el rebote que va a ofrecer igualmente será muy pequeño. Dentro de este modelo masa-muelle el aumento de la rigidez de la extremidad inferior va a favorecer dicho mecanismo siempre y cuando se permita un adecuado SSC que permita un correcto acúmulo de energía y su posterior liberación.

1.1.5.1 Tipos de rigidez de la extremidad inferior

Dentro de la rigidez de la extremidad inferior, principalmente se han descrito 2 tipos o componentes de dicha rigidez, la rigidez vertical (Kvert) y la rigidez de la pierna (Kleg).

- Kvert: se refiere a la resistencia del centro de masas al desplazamiento vertical después de ser sometido a la fuerza de reacción del suelo (54).
- Kleg: se define como el comportamiento mecánico de los componentes estructurales de la pierna (es decir, tendones, articulaciones, músculos) mostrado por el cambio en la longitud de la pierna durante la fase excéntrica (55).

De cara a obtener los diferentes valores de Kvert y Kleg, se han propuesto diferentes métodos. La mayor parte de ellos conllevan un importante coste económico ya que precisan en general de plataformas de fuerzas de alta calidad y complejidad. Sin embargo, Morin propone un método de estimación bastante más sencillo y con un coste muy disminuido, que se conoce como “método semi-sinusoidal”. Según este modelo simplificado (20), para calcular tanto la Kvert como la Kleg solo se necesitan las siguientes variables: masa del sujeto, longitud de la pierna, el tiempo de contacto, el tiempo de vuelo y la velocidad de avance. De este modo las formas simplificadas para calcular tanto la Kvert como la Kleg son las siguientes:

- $K_{vert} = F_{max} / \Delta y$ (Ecuación 1)

Fmax es el pico de fuerza vertical que sucede alrededor del apoyo medio. Dicha fuerza máxima más allá del uso de plataformas de presiones puede ser obtenida mediante el cálculo matemático propuesto también por Morin (20), donde se utilizan para ello variables como la masa del sujeto, tiempo de vuelo, tiempo de contacto en el suelo, etc.

Δy : Desplazamiento vertical del centro de masas desde el contacto hasta el punto más bajo. Este desplazamiento vertical puede calcularse de la siguiente forma según proponen Farley et al. (56).

- $$\Delta y = (F_{max} T_c^2 / m \pi^2) + (g T_c^2 / 8) \quad (\text{Ecuación 2})$$

T_c : Representa el tiempo de contacto en el suelo

m : Representa la masa del sujeto

g : Representa la gravedad

Para el cálculo matemático de la Kleg, Morín (20) plantea la siguiente fórmula matemática:

- $$K_{leg} = F_{max} / \Delta L \quad (\text{Ecuación 3})$$

ΔL : Representa el pico de desplazamiento de la pierna (en m) calculado siguiendo nuevamente la fórmula propuesta por Farley et al. (56).

- $$\Delta L = L - \sqrt{(L^2 - (v T_c / 2)^2)} + \Delta y \quad (\text{Ecuación 4})$$

L : Representa la longitud de la pierna inicial desde el trocánter hasta el suelo en una posición de bipedestación.

V : Representa la velocidad en m/s

Tc: Representa tiempo de contacto en segundos como plantea

Además de la Kvert y la Kleg hay otra serie de rigideces que también afectan a la carrera pero que habitualmente son menos estudiadas y calculadas en menor medida:

- Rigidez articular: Es un valor influyente dentro de la Kleg. Puede definirse como el ratio entre el momento articular y el desplazamiento angular producido (57).

- Rigidez musculotendinosa: Esta rigidez principalmente va a venir determinada por las características musculares del propio músculo, igualmente por las características tendinosas y del tejido conectivo, así como por una serie de factores neuromusculares. Durante la fase de compresión del muelle (fase de acumulo de energía) durante la cual los tendones se deforman absorbiendo esta energía, es necesario una activación de la musculatura correspondiente para controlar dicha deformación. Del mismo modo, se ha propuesto que, sin la acción de los tendones, aumentaría la velocidad de acortamiento muscular durante movimientos rápidos como saltos; en consecuencia, el almacenamiento de energía disminuiría dando como resultado un menor rendimiento para la actividad concreta (58).

Todo los aspectos relacionados con las características del tejido conectivo y del tendón se abordarán en un capítulo independiente de la presente tesis, dada su relevancia en la misma.

1.2 Tejido conectivo – Tendón

El tejido conectivo es uno de los principales elementos del organismo. Dentro de este tipo de tejido, se engloban diferentes tejidos tales como la sangre, el hueso, el cartílago, ligamentos o tendones. La característica común que hace que todos ellos sean considerados tejidos conectivos es su origen mesenquimático (del mesodermo embrionario) común. Además, uno de los principales elementos comunes en todos estos tejidos conectivos es la presencia de una abundante matriz extracelular.

Como se ha mencionado, el tendón representa uno de los principales tejidos conectivos presentes en el cuerpo humano. Habitualmente el tendón sano es un tejido

blanco y brillante, con una estructura consistente, pero a la vez siendo flexibles (59). La forma que presentan los tendones es muy variada, adaptados a la zona en la que se encuentran podemos observar tendones bastante planos (rotuliano) o circulares (Aquiles), tendones largos (isquiotibiales) o muy pequeños (ancóneo). No obstante, independientemente de su forma la gran mayoría de ellos cumplen la misión de transmitir la fuerza generada a nivel muscular al hueso y articulación correspondiente. Además, como se ha mencionado con anterioridad también cumplen un papel fundamental acumulando energía durante el movimiento humano.

Dada la importancia de la estructura tendinosa en la presente tesis doctoral, a lo largo de los próximos capítulos se abordarán con mayor profundidad diferentes características y aspectos relevante de esta.

1.2.1 Histología del tendón.

A nivel histológico, los tendones están compuestos principalmente por dos componentes: tenocitos y matriz extracelular.

- Tenocitos: Los tenocitos o células tendinosas son fibroblastos de forma aplanada, habitualmente presentan unas prolongaciones en forma de “alas” debido a que se encuentran comprimidos entre las fibras de colágeno, estas prolongaciones son la forma mediante la cual están comunicados los tenocitos con las células del epitendón. La principal función que tienen estas células es la de mantener la matriz extracelular del tendón mediante la síntesis y degradación de sus diferentes componentes. A pesar de la importancia de su función, el número de tenocitos comparados con los otros componentes del tendón es bastante reducido (60). El comportamiento de los tenocitos viene determinado como respuesta ante los estímulos mecánicos a los que son sometidos. Así, su composición, función y forma, pueden verse modificados como respuesta al estímulo mecánico (61). En los últimos 15 años, varios estudios han encontrado un nuevo tipo de células tendinosas, denominadas células madre tendinosas (62, 63). Una de las principales características de estas células es su capacidad para autorrenovarse y diferenciarse en tenocitos, por ello se considera que estas células desempeñan un papel crucial en el mantenimiento y reparación de los tendones.

- Matriz extracelular: La matriz extracelular representa el segundo y más abundante componente de tendón. Los diferentes elementos que la componen son los responsables de determinar las características de flexibilidad y resistencia de la estructura tendinosa. Estos elementos que componen la matriz extracelular son principalmente: colágeno, elastina, sustancia fundamental y el tejido conjuntivo.

El colágeno es el elemento fundamental que aporta resistencia, especialmente a la tracción, a los tendones (64). El colágeno tipo I representa alrededor del 70 al 80% del peso seco de los tendones normales (65). Este tipo de colágeno es el más numeroso, no obstante, existen otros tipos de colágeno, III, V, IX, X, XI XII, en menor proporción pero que también cumplen funciones importantes dentro del tendón (65). Por ejemplo, el colágeno tipo III desempeña un papel importante en la regeneración de los tendones debido a su capacidad para formar enlaces cruzados rápidos estabilizando el sitio de reparación (66); el colágeno tipo V junto con el colágeno tipo I sirve como regulador del diámetro de las fibrillas de colágeno (67), el colágeno tipo XII participa en el proceso de lubricación entre las fibras de colágeno (68).

La elastina es una proteína que está presente en muy pequeña cantidad en la estructura tendinosa, representa entorno al 2% de la masa total. Su principal función a nivel tendinoso, al igual que en otros tejidos como la piel, ligamentos, tejido vascular, etc. es el aporte de elasticidad. Por otro lado, otras proteínas como la tenascina-C y la fibronectina mejoran la estabilidad mecánica, facilitan la reparación del tendón y permiten que los tendones recuperen su longitud inicial tras ser sometidos a una carga (65).

La sustancia fundamental está formada por una serie de proteínas, principalmente proteoglicanos, glicoproteínas y glicosoaminoglicanos. A parte de aportar cierta resistencia a la compresión a la estructura tendinosa (69), la sustancia fundamental participa en el intercambio de nutrientes entre el plasma sanguíneo y las células (70).

El tejido conectivo rodea a los diferentes haces y fascículos de colágeno dando lugar al endotendón. La importancia de esta estructura radica en que permite el transporte de los vasos sanguíneos, linfáticos y nervios periféricos facilitando la nutrición e inervación del tendón.

Todos estos elementos están organizados en un esquema jerárquico complejo para formar el tendón propiamente dicho. Las moléculas de colágeno se agregan

progresivamente en microfibrillas y luego estas microfibrillas se juntan a su vez en unidades claramente visibles, por medio del microscopio electrónico, en las fibrillas de colágeno. Un manojo de fibrillas de colágeno forma una fibra de colágeno, que es lo que se considera como la unidad básica del tendón. Dentro de una fibra de colágeno, las fibrillas están orientadas no solo longitudinalmente sino también transversal y horizontalmente. Las fibras longitudinales no solo siguen una distribución paralela, sino que también se cruzan entre sí, formando espirales. Una fina vaina de tejido conectivo, el endotendón, cubre cada fibra de colágeno y une las fibras. Las fibras de colágeno se van agrupando en diferentes haces, que de forma progresiva reciben el nombre de primarios, secundarios y terciarios, dando lugar estos últimos al tendón propiamente dicho. Todo el tendón está rodeado por una vaina de tejido conectivo llamada epitendón (71). Figura 5.

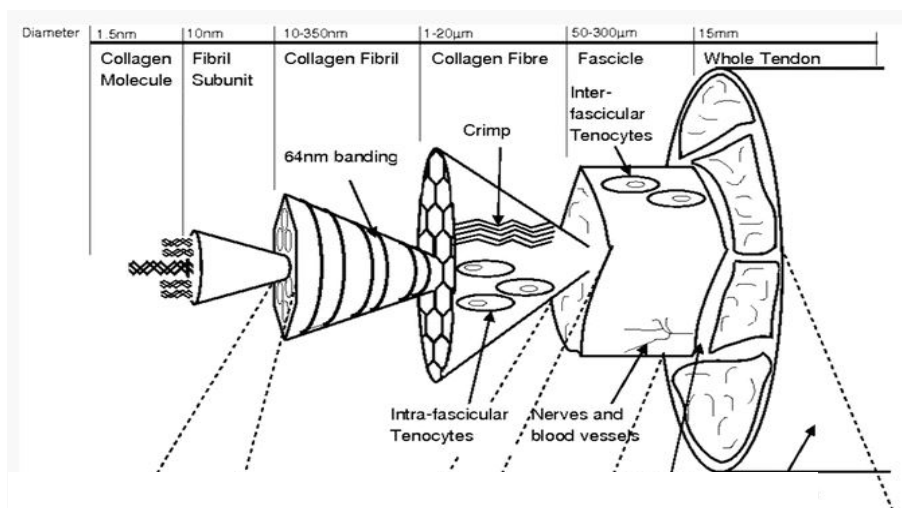


Figura 5. Diferentes niveles en la estructura tendinosa (Thorpe, 2016).

1.2.2 Propiedades mecánicas del tendón

Los diferentes componentes del tendón, así como la estructura que presenta aportan al tendón una serie de características o propiedades mecánicas que determinan su función.

- **Elasticidad:** La elasticidad que presenta el tendón es una elasticidad no lineal. Este hecho puede verse fácilmente en la curva tensión-deformación que presenta, donde se puede diferenciar tres zonas (72). Figura 6.

- Zona basal (toe region): Es la zona donde se produce el estiramiento de las fibrillas del tendón rizadas al cargar mecánicamente el tendón hasta un 2% de tensión. Esta

región es responsable de que la curva tensión-deformación no sea lineal, debido a que la pendiente que muestra no sigue esta distribución.

- **Zona lineal:** En esta zona el tendón se deforma de manera lineal. Es una zona donde la deformación es reversible. Por ello, si la deformación no alcanza el 4%, el tendón recuperará su longitud original cuando se elimine la carga. Un elemento habitualmente medido en los estudios relacionados con el tendón es módulo de Young que viene dado por la pendiente de la curva en esta zona y que sería equivalente a la anteriormente mencionada “K” o constante elástica del muelle. Analizando estas dos variables puede verse como el comportamiento de un tendón sería equiparable al de un muelle elástico.
- **Zona de fallo y ruptura:** Es la zona donde el tendón se estira más allá de su límite fisiológico y se rompen los enlaces cruzados entre las fibras de colágeno, lo que resulta en una deformación plástica irreversible. Si el tendón se extiende más allá del 8-10% de su longitud original, pronto se produce una ruptura macroscópica.

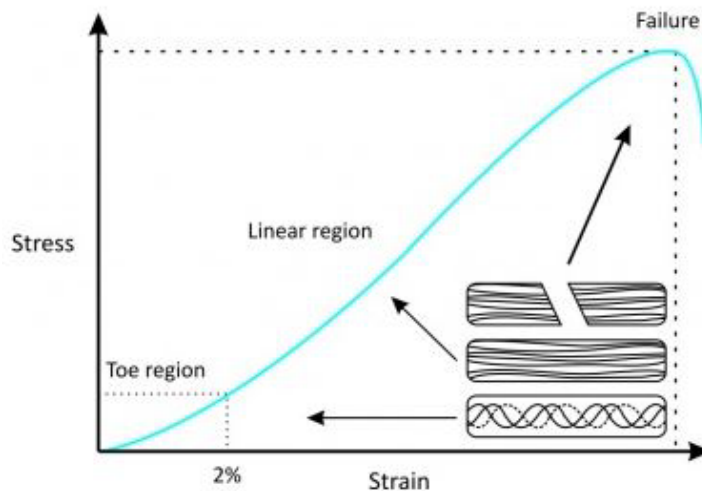


Figura 6. Curva tensión-deformación del tendón (Robi, 2013)

- **Viscoelasticidad:** Un material viscoelástico es aquel en el que la relación entre la tensión y la deformación no es constante, sino que depende del tiempo y/o de la carga (72). Esa relación puede medirse fácilmente como la cantidad de deformación acumulada en un intervalo de tiempo. La viscoelasticidad del tendón presenta tres elementos característicos (72). Figura 7.

- “Creep” (Arrastre): Representa un incremento en la deformación con el paso del tiempo bajo una carga constante.
- Relajación de la tensión: Muestra como la tensión que actúa sobre el tendón va disminuyendo mientras la carga se mantiene constante.
- Histéresis: Cuando el tendón es sometido a una carga y a su posterior descarga, la curva de descarga es diferente a la curva de carga. Esta diferencia entre las curvas representa la energía perdida durante el proceso carga-descarga.

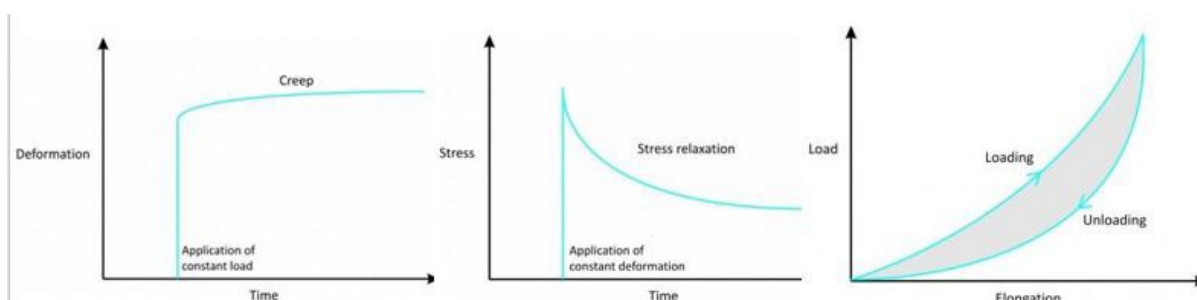


Figura 7. “Creep”, relajación de la tensión e Histéresis en la viscoelasticidad del tendón (Robi, 2013).

1.2.3 Influencias del sexo y la edad en el tendón

A pesar de que la literatura científica no es muy abundante sobre esta relación, parece ser que las características mecánicas y morfológicas del tendón podrían verse influidas por el sexo y la edad. Sin embargo, no hay unanimidad ni consenso sobre cómo se presentan estas diferencias.

Respecto a las diferencias mostradas por el sexo, Westh et al. (73) encontraron que la rigidez tendinosa era menor en mujeres jóvenes al ser comparado con sus homólogos masculinos. Cabe destacar que este hallazgo ocurría en el AT, pero no en el PT. En el mismo estudio al valorar las características morfológicas del tendón los resultados fueron similares. En el caso de los hombres, el área sección transversal (CSA, del inglés “cross-sectional area”) fue mayor en el AT, sin embargo, en el PT los resultados fueron similares. No obstante, estudios similares no hallaron diferencias significativas en la rigidez tendinosa ni en la CSA del PT en sujetos mayores de 70 años (74). De esta forma hay autores que mencionan que estas aparentes diferencias que se dan entre sexos ocurren especialmente en edades donde la actividad hormonal es más marcada, ya que la influencia de ciertas hormonas podría estar detrás de alguna de estas diferencias (75).

Si bien es cierto que no hay un consenso en la literatura científica sobre las diferencias por sexo, lo que sí parece un error es tomar de forma aislada el género para explicar las diferencias en la estructura y propiedades tendinosas. Así, hay dos factores que deben tenerse presente cuando se pretende analizar estas diferencias: la adaptación a la carga y la normalización de los datos con relación a la masa del sujeto.

Como se ha explicado con anterioridad, las células tendinosas responden como consecuencia de los estímulos mecánicos a las que son sometidas. Está demostrado, y se profundizará más en próximos capítulos de esta tesis doctoral, como la carga a la que está sometido el tendón es uno de los principales factores influyentes que determinan las características de este. Por ello, es necesario tenerlo siempre en cuenta la hora de valorar diferencias, ya que, por ejemplo, el estudio comentado con anterioridad (74), que valoró las diferencias por sexo en la CSA del PT encontró resultados muy diferentes en función de la carga a la que estaba sometido dicho tendón. Mientras que en sujetos no entrenados no se daban diferencias significativas por sexo, en el caso de los sujetos entrenados, los hombres presentaban mayores valores de CSA que las mujeres. Así, en este estudio queda claro que la diferencia por género viene condicionada por la carga a la que están sometidos los tendones valorados.

El segundo de los factores a tener en cuenta es la normalización de las variables morfológicas, como la CSA, en relación con la masa corporal. Es un hecho demostrado la relación que se da entre la masa corporal y las características morfológicas del tendón (76). Este factor resulta importante cuando las características antropométricas de la muestra que va a ser valorada no son similares. En estos casos es necesario antes de comparar valores entre sexos normalizar las variables morfológicas con relación a la masa corporal. Dada la importancia de este factor, en el segundo artículo de la presente tesis doctoral se han realizado las diferentes pruebas estadísticas usando valores normalizados en relación con la masa, además de mostrarse una comparativa entre valores normalizados y valores absolutos.

Otro aspecto que también puede verse influido por el sexo del sujeto es la distribución de las fibras de colágeno. Algún estudio muestra como la síntesis de colágeno como respuesta ante un ejercicio de la misma intensidad era menor en mujeres que en hombres (77). Además de la síntesis de colágeno, también parece darse ciertas diferencias en cuanto a la distribución de los distintos tipos de colágeno. Sullivan et al. encontraron

un mayor porcentaje de colágeno tipo III en el PT de mujeres comparado con el de los hombres, lo que podría explicar la mayor flexibilidad de estas (78).

El segundo de los factores mencionados en este apartado como un factor influyente sobre las características tendinosas es la edad. Nuevamente, al igual que ocurre con el caso de la influencia del género, los resultados relacionados con la edad también muestran cierta controversia. Mientras que algún estudio observó que la resistencia máxima del PT disminuye entorno a un 17% en sujetos de entre 64-93 años cuando se les compara con sujetos entre 29-50 años (79), otros autores no encontraron esta diferencia cuando se comparó sujetos de rangos de edad entre 17 y 54 años (80). Algo similar ocurre respecto a las características morfológicas del AT. Mientras que Csapo et al. (81) no observaron diferencias relacionadas con la edad en la longitud y en la AT-CSA (81), Stenroth et al. (82) hallaron una mayor CSA de este tendón relacionada con un incremento de la edad (82).

Con respecto a la influencia de la edad en la composición del tendón la literatura científica en humanos es bastante limitada, siendo la mayor parte de los estudios desarrollados en modelos animales. No obstante, otro estudio que observó mediante biopsias la composición del tendón humano encontró que con el aumento de la edad el porcentaje de colágeno era menor en sujetos de edad avanzada (67 años) frente a sujetos jóvenes (29 años) (83). Este hecho no parece limitarse sólo al colágeno, sino que también la síntesis de proteínas de la matriz extracelular disminuye con la edad, originando así que la renovación de estas proteínas ocurra con menor frecuencia (84).

1.2.4 Patología del tendón

El número de investigaciones relacionadas con la patología tendinosa es muy numeroso. Tradicionalmente los modelos patológicos del tendón se clasifican en tres grupos, en función de cuál es el factor clave o inicial de la cascada patológica (85): (I) rotura del colágeno, (II) inflamación o (III) respuesta de las células tendinosas.

- Modelos de rotura del colágeno: Se trata del planteamiento más antiguo y el que además presenta mayores detractores. Según este modelo la patología tendinosa se iniciaría como consecuencia de una ruptura en las fibras de colágeno ante un exceso de carga. Arnoczky

et al. (86) proponen que la patología del tendón es provocada por un déficit de estimulación de las células tendinosas como consecuencia de la falta de transmisión a través de las fibras de colágeno rotas o lesionadas. Sin embargo, algunos estudios muestran como la ruptura y posterior remodelación del colágeno no ocurre como respuesta a la carga, sino más bien lo que parece darse es una torsión de la fibra de colágeno y un destensado de la matriz (87). Aunque parece ser que la rotura del colágeno no es el factor desencadenante de la patología tendinosa, sí que ese déficit de estimulación podría jugar un papel importante.

- Modelo inflamatorio: Este modelo presenta que la respuesta inflamatoria consecuencia de una sobrecarga del tendón es el factor inicial de la patología tendinosa. Sin embargo, aunque es cierto que en el tendón patológico se ha observado la presencia de sustancias inflamatorias, el fenómeno observado parece alejarse de un mecanismo inflamatorio habitual (88). El hecho de que se observe la presencia de citoquinas no necesariamente implica que el fenómeno inflamatorio sea el factor inicial que inicie la patología tendinosa (85). La presencia de estas sustancias inflamatorias puede reflejar la señalización de las células tendinosas en respuesta a estímulos mecánicos que provocan una alteración en la síntesis y degradación del tendón. Un desequilibrio entre la síntesis y la degradación puede conducir a la desorganización del tendón (89). Por ello, los tenocitos pueden liberar estas citoquinas como respuesta a una sobrecarga, las cuales pueden alterar la relación entre síntesis-degradación de colágeno provocando una desorganización del tendón (85).

- Modelo de respuesta de las células tendinosas: Como se ha comentado con anterioridad, los tenocitos son los responsables de mantener la matriz extracelular en respuesta a su entorno. Por ello, cuando se producen cambios en la carga que sufren se genera una cascada de respuestas (activación celular, expresión de proteoglicanos y cambios en el tipo de colágeno) (90). Así estos modelos explican que el inicio de la cascada de respuestas fisiológicas en los procesos patológicos del tendón sea iniciado por la respuesta de los tenocitos a un exceso de carga.

Sin embargo, a pesar de estos modelos cerrados, en la actualidad el principal modelo utilizado tanto para la valoración como para el abordaje de las tendinopatías es el desarrollado por Jill Cook en 2009 y posteriormente actualizado en 2016 por la propia autora, donde se propone este modelo como un continuo (91). Este modelo patológico continuo del tendón presenta tres estados o fases diferentes (Figura 8): tendinopatía reactiva, deterioro del tendón (fallo en la regeneración) y tendinopatía degenerativa. No

obstante, al tratarse de un modelo continuo, la situación clínica puede moverse de una fase a otra. El principal factor que va a marcar el avanzar o retroceder en una fase u otra es el incremento o descenso del estímulo de carga.

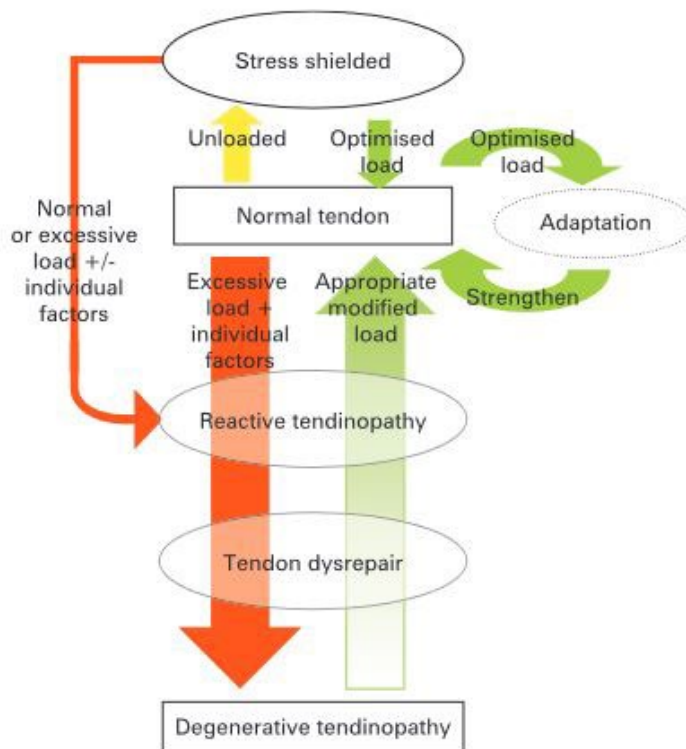


Figura 8. Modelo patológico continuo del tendón propuesto (Cook, 2009)

- Tendinopatía reactiva:** En esta fase como respuesta ante una sobrecarga del tendón, se produce una proliferación celular y de la matriz. El resultado es una adaptación a corto plazo como respuesta a la sobrecarga, mediante un engrosamiento relativamente homogéneo de una parte del tendón, una disminución del “stress” y un aumento de la rigidez. Potencialmente el tendón tiene la capacidad de volver a su estado normal si el exceso de carga desaparece o si hay suficiente tiempo de adaptación entre la aplicación de las cargas. A nivel ecográfico el tendón está “hinchado” de forma fusiforme. Los fascículos de colágeno están intactos, pero aparece cierta hipoecogenicidad difusa que se observa entre estas estructuras. Estos cambios vienen dados principalmente por el aumento del agua dentro de los proteoglicanos.

Habitualmente esta fase se ve en la práctica deportiva cuando se realiza un incremento repentino de la carga de entrenamiento.

- **Deterioro del tendón:** En esta fase se da un intento de realizar una adaptación similar a la fase reactiva, pero con una mayor ruptura de la matriz. Se produce un incremento celular y aumento de la síntesis de proteínas como el colágeno y los proteoglicanos dando lugar a una desorganización de la matriz. Estos cambios son más importantes que en la fase reactiva y dejan de ser focales. Puede aparecer un incremento de la vascularización y tejido nervioso asociados.

A nivel ecográfico se observa una mayor desorganización de la matriz y el tendón aparece “hinchado”, con una importante desorganización del colágeno. Las fibras de colágeno ya no están intactas, viéndose cierta discontinuidad de los fascículos y pequeñas áreas focales de hipoecogenicidad. El aumento de la vascularización puede verse mediante el uso de herramientas como el “Power Doppler”.

Esta fase aparece a lo largo de un rango muy variable de edades y de situaciones de carga. Aún hay reversibilidad hacia un estado mejor mediante el manejo y ajuste de la carga que afecta al tendón dañado.

- **Tendinopatía degenerativa:** Aparecen áreas con presencia de muerte celular. Hay grandes áreas donde la matriz están desorganizada y con abundancia de neovascularización. Es muy habitual observar en estos tendones zonas degenerativas situadas entre otras zonas normales o en fases patológicas menos avanzadas (Figura 9).

A nivel ecográfico aparecen importantes regiones hipoecoicas con pocos reflejos de los fascículos de colágeno. Por lo general, es visible numerosa y abundante neovascularización. En esta fase el tendón puede presentar o no un aumento en su grosor.

Es muy habitual que esta fase aparezca en persona adultas o de edad avanzada, pero también puede verse en deportistas jóvenes cuyos tendones están sometido de forma constante a una importante carga. Hay poca capacidad de reversibilidad de los cambios patológicos en esta etapa mediante el manejo de cargas.

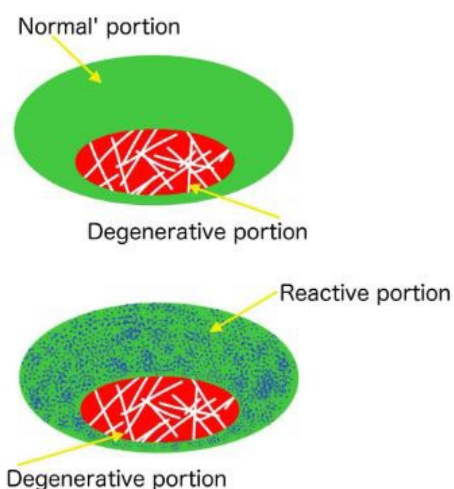


Figura 9. Diferentes fases de una tendinopatía dentro de un mismo tendón (Cook, 2016)

Dentro del modelo patológico del tendón es importante entender que no representa la misma entidad una tendinopatía que una patología intratendinosa. Dentro de la definición de tendinopatía se implica necesariamente la presencia de dolor y la alteración de la función relacionada con el tendón correspondiente, independiente de la afectación estructural. Es decir, un tendón puede estar estructuralmente perfecto y sin embargo presentar una tendinopatía debido a la presencia de dolor y a una alteración de la función. No obstante, se sabe que la presencia de alteraciones de la estructura tendinosa supone uno de los principales factores de riesgo para desarrollar una tendinopatía (85).

Posteriormente a la propuesta del modelo continuo de la patología tendinosa, Cook et al. realizaron una actualización o revisión de dicho modelo (85). En dicha revisión se aborda la relación entre dolor, función y estructura dentro de este modelo. Lejos de lo que podría suponerse, las características y manifestaciones clínicas del tendón durante cada una de estas fases no es algo estanco y específico a dicha fase. De esta forma, podemos observar cómo las tres variables mencionadas, dolor, estructura y función; pueden aparecer combinadas de todas las formas posibles. Así, por ejemplo, un tendón sometido a muy poca carga puede presentar una alteración de la función sin que presente cambios estructurales ni dolor. Un tendón puede presentar importantes cambios estructurales, pero mantener preservada la función sin manifestación dolorosa. Las diferentes combinaciones de estas variables se presenta de forma clara en el esquema propuesto por Cook et al. es su estudio de revisión sobre el modelo continuo del tendón (Figura 10) (85).

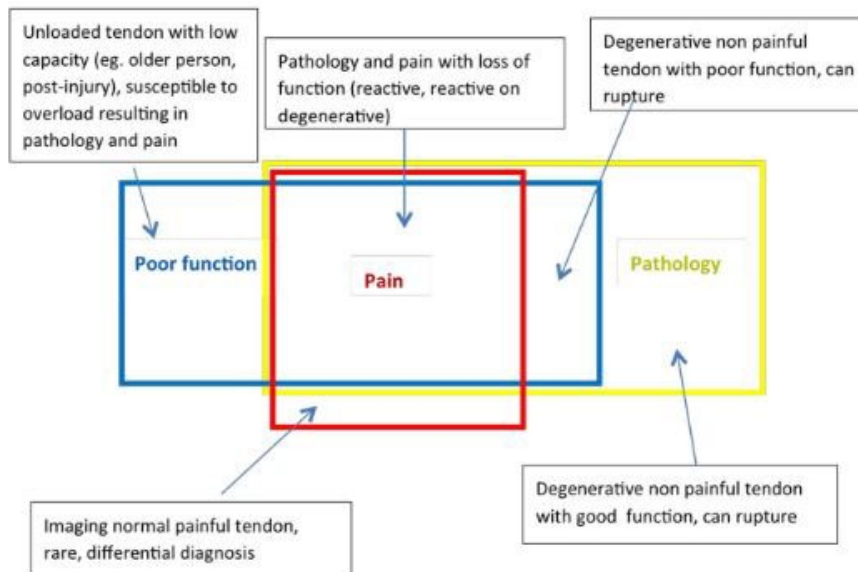


Figura 10. Relación entre dolor, función y estructura dentro del modelo continuo del tendón (Cook, 2016).

1.2.5 Respuesta del tendón a la carga

Como se ha ido explicando a lo largo de los capítulos anteriores la carga puede considerarse el elemento fundamental en la realidad del tendón. Tanto desde el punto de vista de su conservación, del rendimiento o de la presencia de patología, la respuesta o adaptación del tendón a la carga es el elemento clave que va a determinar cómo se desarrollen. Por la tanto, un manejo o ajuste de la carga son imprescindibles tanto desde el punto de vista deportivo con el fin de obtener las mejores características tendinosas de cara a un mejor rendimiento, pero también desde el punto de vista clínico, donde un exceso de carga conducirá a la patología tendinosa y a su vez, el ejercicio terapéutico mediante el manejo de cargas será una parte fundamental del tratamiento de dichas patologías.

A continuación, se representa de forma esquemática como son las respuestas más habituales del tendón a los diferentes grados de carga (Tabla 1) (65).

Tabla 1. Efectos sobre el tendón de los diferentes grados de carga.

Grado de carga mecánica	Efectos sobre el tendón
Baja	• ↓ resistencia a la tracción • ↓ tamaño • ↓ producción de colágeno • ↓ actividades anabólicas • ↑ actividad catabólica
Moderada	• ↑ resistencia a la tracción • ↑ síntesis de colágeno • ↓ degradación del colágeno • ↓ mediadores inflamatorios • ↑ Células madre tendinosas
Excesiva	• ↓ resistencia a la tracción • ↓ organización del colágeno • ↑ miofibroblastos • ↑ mediadores inflamatorios • ↑ leucotrienos (↑ edema)

1.2.6 Tendón de Aquiles

El AT es el tendón más fuerte, largo y grueso del cuerpo humano (92, 93). Los músculos que lo originan son los gastrocnemios, el soleo y el plantar delgado, aunque este último es inconstante y está ausente en aproximadamente un 8% de las personas (94). La contribución de los gastrocnemios y del sóleo al AT parece ser equivalente, mostrando ambos alrededor de un 50% de las fibras, aunque algún estudio apunta a que la participación del sóleo en muchas personas podría ser ligeramente superior a ese 50% (95). El AT finaliza con la inserción sobre el calcáneo, esta inserción de forma deltoidea se ha descrito como altamente especializada ya que permite disipar la tensión del tendón en su llegada a la inserción ósea (96). Figura 11

La longitud media del AT varía entre 11 y 26 cm. La anchura del AT es bastante variable a lo largo de todo su recorrido, mientras que a nivel insercional la anchura tiene una media de 3,4 cm, en la parte media es de 1,8 cm, mientras que en su origen la media

es de 6,8 cm. El grosor medio es de 5 mm. (92). Las fibras del AT no son completamente verticales, sino que presentan cierta forma de espiral, alcanzando en algunos lugares giros de casi hasta 90° (92).



Figura 11. Tendón de Aquiles (Winnicki, 2020)

La mayoría de los tendones tienen una estructura histológica similar, aunque pueden presentar pequeñas variaciones como resultado de la adaptación a las funciones propias de cada tendón (93). Como es habitual, el colágeno de tipo I representa la principal variante de esta proteína representando entorno al 90%. No obstante, también hay presentes otros tipos de colágeno que contribuyen en la función del AT (93). Así, podemos encontrar colágeno tipo III presente no solo en el propio tendón sino también en el fibrocartilago tendinoso, el tipo V implicado en la regulación del diámetro de las fibras tendinosas, y también los tipos II, VI, X (93). Además del colágeno, la elastina pese a su pequeño porcentaje (1%) juega un papel fundamental en las propiedades mecánicas del AT.

A nivel biomecánico el AT tiene como principal función transmitir la fuerza generada por los músculos flexores plantares que le dan origen, además de esto también participa activamente en la estabilidad articular del tobillo (97). Por su posición, este tendón soporta cargas de unos 2,6 kN andando, 3,8 kN saltando, y hasta 9 kN corriendo,

lo que puede llegar a representar un total de 9 veces el peso corporal (97). El AT tiene una capacidad de elongación de hasta un 4% antes de generarse un daño tisular, sin embargo, debido a las altas cargas a las que está sometido, este tendón es estadísticamente el que más rupturas sufre (98). Por el mismo motivo, las tendinopatías relacionadas con la actividad deportiva también son mayoritarias en el AT, representando entorno a un 59% (93).

1.2.7 Tendón rotuliano

El PT es un tendón plano que constituye el principal tendón del aparato extensor de la rodilla. Constituye la continuación del tendón de cuádriceps, una vez que este supera la rótula o patela. Los músculos que le dan origen son los 4 vientres musculares del cuádriceps: Recto femoral, vasto medial, vasto intermedio y vasto lateral (99). Más allá de transmitir la fuerza generada por la musculatura extensora de la rodilla, la estructura de este tendón tiene cierta complejidad ya que la parte anterior recorre la superficie de la rótula hasta el músculo, mientras que la parte posterior actúa más como un ligamento manteniendo la posición de la rótula contra la tibia (100).

Morfológicamente el PT tiene una longitud alrededor de 3,8 y 4,9 cm, y la anchura varía a lo largo de su recorrido. En la inserción rotuliana presenta un anchura media de 3,2 cm mientras que, en la inserción sobre la tuberosidad anterior de la tibia, la anchura media es de 2,7 cm; en cuanto a el grosor la media es en torno a 4-5 mm (99).

Durante la carrera el PT se elonga absorbiendo la carga durante la fase de apoyo como respuesta al movimiento de flexión de la rodilla. Este movimiento está influido por el FSP mostrado por los corredores, observándose un mayor movimiento de flexión en los corredores con un RFS (30).

1.2.8 Fascia Plantar

La PF es una estructura formada por tejido conectivo que se localiza en la planta del pie, extendiéndose desde la apófisis medial del calcáneo hasta las falanges proximales

de cada uno de los dedos. Algunos autores consideran la PF como una prolongación del AT colaborando en la disipación del estrés soportado por este tendón (96). Figura 12.

Cuando se realizan disecciones, se observan 3 partes diferenciadas de la PF, central, medial y lateral, siendo la parte más gruesa la parte central (Figura 12). La anchura de la fascia plantar varía a lo largo de su longitud entre 2 y 6 cm (101). En cuanto al grosor, la PF también varía a lo largo de su longitud, la región más gruesa es la localizada a unos 2 cm del calcáneo tiene un grosor medio de 3,15 mm en la parte central y 1,56 mm lateralmente; a 10 cm del origen del calcáneo la parte central presenta un grosor medio de 1,41 mm por unos 0,66 mm de la parte lateral. Longitudinalmente el tamaño medio de la PF es de unos 12 cm. En general, la mayor parte de las fibras de la PF discurren de forma vertical y oblicua, aunque también se han observado ciertas fibras de dirección transversal, principalmente en las zonas proximales y distales (101).

Histológicamente, el principal elemento que forma la PF es el colágeno tipo I, apareciendo también, aunque en mucha menor proporción los tipos II y III. Un detalle que cabe destacar es que en la PF están presentes numerosas terminaciones nerviosas libres, así como corpúsculos de Pacini y Ruffini (101).

Funcionalmente, uno de los principales roles de la PF es la de mantener la integridad del arco longitudinal del pie, y en consecuencia de todo el pie. Además de esta función de sostén, la PF también participa en la transmisión de grandes fuerzas entre el retropié y el antepié durante la última fase de apoyo de la marcha (102). Aunque es una estructura menos estudiada respecto a otros tejidos conectivos de la extremidad inferior, como por ejemplo el AT, la PF se ha mostrado como un elemento más que participa en garantizar una mayor eficacia durante el proceso de acúmulo y liberación de energía durante la carrera (103), sugiriéndose que esta estructura soporta en torno a un 14% de la carga total en el pie durante la fase de apoyo (104).

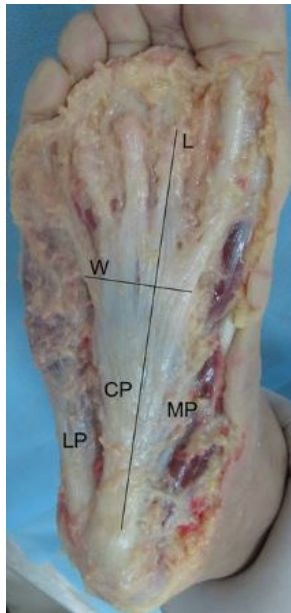


Figura 12. Fascia Plantar (Chen, 2014)

1.3 Ecografía en la valoración del tendón

La ecografía (US, del inglés “ultrasound”) es un método fiable y ampliamente utilizado en la valoración de las características morfológicas del sistema musculoesquelético, además de contar con las ventajas de ser un método no invasivo y permitir una valoración en vivo (105). Los primeros estudios que utilizan la ecografía para valorar las características de músculos y tendones datan de los años 60 (106), sin embargo, ha sido a lo largo de los últimos 20 años cuando más se ha generalizado su uso. Particularmente importante fue la introducción del B-mode (brightness mode) el cual es un tipo de imagen de ultrasonido bidimensional y el tipo más comúnmente utilizado en la valoración ecográfica.

A nivel tendinoso las variables morfológicas que se utilizan con mayor frecuencia son el grosor y el CSA. La medida del grosor del tendón se realiza colocando la sonda de exploración de forma longitudinal, mientras que el CSA se mide con la sonda colocada transversalmente al tendón valorado (107).

Para garantizar una buena fiabilidad en la valoración de las medidas tendinosas mediante US se sugiere utilizar referencias óseas próximas. En el caso del tendón de

Aquiles, la referencia ósea sugerida para realizar estas mediciones de grosor y CSA es el calcáneo (Figura 13) (108).

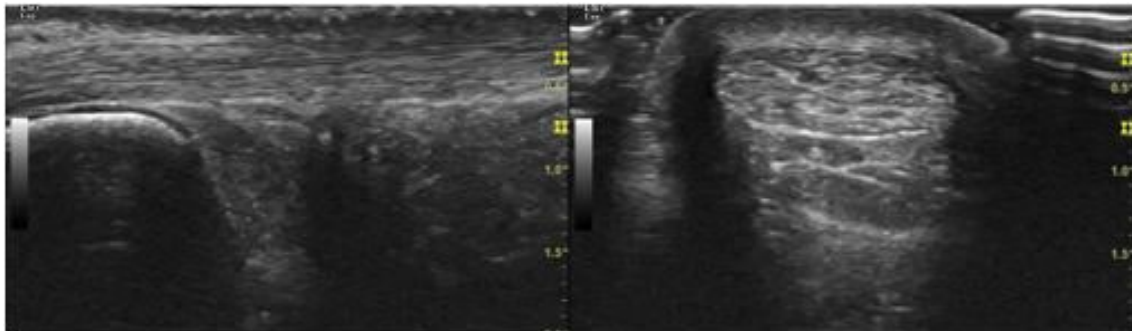


Figura 13. Grosor y CSA del AT (Elaboración propia)

En el caso del PT hay dos opciones para ser utilizadas como referencias óseas durante la medición del grosor y el CSA, la tuberosidad anterior de la tibia y el polo inferior de la rótula, siendo esta última la utilizada con mayor frecuencia (Figura 14) (108).

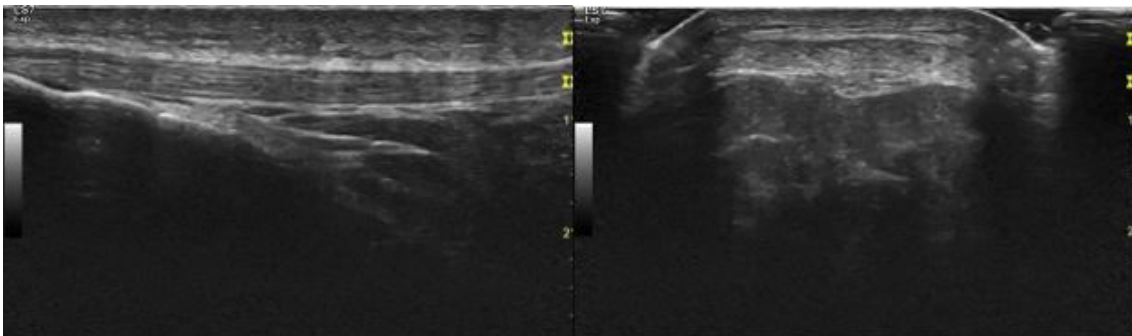


Figura 14. Grosor y CSA del PT (Elaboración propia)

Aunque en el caso de la PF, los estudios que la valoran mediante US son mucho menos numerosos que los realizados en el AT y PT, la US también se ha mostrado como un método fiable en la valoración de esta estructura (109). Al igual que ocurre en el AT, la referencia ósea utilizada para medir el grosor de la PF es el calcáneo, pero en este caso en su zona plantar anterior (Figura 15) (108).

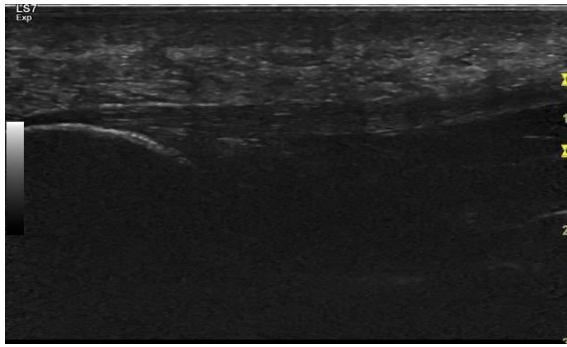


Figura 15. Grosor de la PF (Elaboración propia)

1.4 Tendón y carrera

Como se ha mencionado en capítulos anteriores, el tendón modifica su composición y características mecánicas como respuesta a la carga. La carrera, especialmente la carrera de larga distancia supone un estímulo de múltiples cargas repetidas sobre los tendones de la extremidad inferior. Como sea la adaptación del tendón a la carrera va a marcar la evolución hacia una buena adaptación y por tanto hacia un mejor rendimiento, o por el contrario una mala adaptación resultante en una patología tendinosa. Por lo tanto, el manejo o ajuste de las cargas soportadas por el tendón es un aspecto fundamental que todo corredor debe considerar durante su entrenamiento o simplemente a la hora de gestionar su actividad física.

En los próximos capítulos se va a mostrar los principales hallazgos que muestra la literatura científica respecto a la relación entre características morfológicas del tendón y variables biomecánicas que influyen en el rendimiento de carrera, así como las relaciones entre las lesiones en corredores y dichas características tendinosas.

No obstante, hasta la fecha y conocimiento del presente autor no se ha realizado ninguna revisión sistemática que ahonde en la relación entre las características morfológicas, véase grosor y CSA, de los principales tendones de miembro inferior con las variables influyentes en la biomecánica de carrera, así como con la patología tendinosa. Por ello, el primer artículo que se plantea en la presente tesis doctoral es la mencionada revisión sistemática, la cual se abordará en mayor detalle en próximos capítulos.

1.4.1 Comportamiento del tendón durante las fases de la carrera

Como se ha explicado con anterioridad, los tendones del miembro inferior realizan una función clave dentro del SSC formando parte dentro de esa unidad miotendinosa la cual se estira y acorta permitiendo realizar el acúmulo y liberación de energía necesaria para las diferentes formas de locomoción humana. De hecho, cabe volver a mencionar que en muchas ocasiones la estructura que realiza este SSC es el tendón, ya que el músculo correspondiente trabaja de forma isométrica. Un ejemplo de esta situación es mostrado por el estudio de Monte et al. (110) donde se observa que los músculos flexores plantares trabajan casi isométricamente a un potencial de alta fuerza durante la carrera a diferentes velocidades (110).

Los dos tendones que realizan un trabajo más importante durante la carrera son el AT y el PT. Estos dos tendones se estiran acumulando energía durante la fase inicial de apoyo o suspensión y se acortan liberando esa energía al durante la fase de despegue o propulsión. Los principales movimientos que permiten este SSC del tendón son los realizados por las articulaciones de la rodilla y del tobillo. Así, el estiramiento del PT se produce debido al movimiento de flexión de rodilla durante esa fase de suspensión, mientras que el AT se estira en la misma fase gracias al movimiento de flexión dorsal de tobillo. Ya se ha comentado con anterioridad como el FSP es uno de los factores que puede determinar que estos movimientos articulares se realicen en mayor o menos rango de movimiento. Cuando el corredor muestra un FFS, disminuye el movimiento de flexión de rodilla, por lo que igualmente disminuye el SCC del PT y es el AT el que recibe una mayor carga durante la carrera. Por el contrario, cuando el corredor realiza un RFS se produce un mayor movimiento de flexión de rodilla y la carga sobre el PT aumenta.

La importancia del papel que desempeña el tendón queda una vez más demostrada en un reciente estudio publicado por Monte et al. (111). En este estudio se puede ver como el trabajo realizado por el AT durante la carrera a diferentes velocidades permite una reducción del coste energético y un aumento de la eficiencia “aparente”. Este mayor trabajo del tendón se pone de manifiesto mediante una mayor elongación del tendón durante la fase de acúmulo de energía conforme la velocidad aumenta. Así cuando la velocidad de carrera pasa de 10 Km/h a 13 Km/h y de ahí a 16 Km/h, la longitud del tendón se va incrementando de forma significativa, así como aumenta la tensión soportada por el mismo. De forma similar, cuando lo que se valora es la fase de liberación de

energía, el acortamiento del tendón también es mayor conforme aumentan las velocidades citadas con anterioridad (111).

1.4.2 Características del tendón y rendimiento en carrera

Algunas características del tendón se muestran altamente relacionadas con el rendimiento desarrollado en carrera. Así, por ejemplo, Fletcher et al. (112) en su estudio muestra la relación que se da entre la rigidez del AT y la economía de carrera. Esta mejora en la economía de carrera viene determinada porque una rigidez tendinosa apropiada permite que el músculo correspondiente se contraiga y estire en una longitud y velocidad adecuadas. Al mismo tiempo una adecuada rigidez tendinosa permite minimizar el acortamiento necesario que debe realizar el músculo y por lo tanto se minimiza el gasto metabólico del mismo (112). Esta disminución del coste metabólico fue observada durante la carrera, gracias a la función del AT el cual se adapta a los cambios de longitud de la unidad miotendinosa (113). Por ello, la rigidez tendinosa debe presentar unos valores adecuados, ya que si el tendón es muy rígido no permitirá realizar un buen acúmulo de energía y el trabajo muscular será mayor, mientras que si el tendón se deforma demasiado implicará una peor eficacia ya que se tardará más en recuperar la energía acumulada durante la elongación. Además de no presentar unos valores extremos, la importancia de la rigidez tendinosa en la economía de carrera difiere en función del tendón que estemos analizando. Mientras que, en el caso del AT, ya se ha comentado que una mayor rigidez correlaciona con una mejor economía de carrera, en el caso del PT dicha correlación se da con menores valores de rigidez (112). Dependiendo de las circunstancias, parece ser que cuando la generación de potencia es más importante, un tendón de menor rigidez ayuda al músculo a acortarse a la velocidad apropiada, asociada con la producción de potencia máxima (112). Aunque no es algo demostrado, estas diferenciadas también pueden deberse a las demandas sufridas por el tendón en relación con las características propias de la actividad. En el tercer artículo presentado en la actual tesis doctoral se puede ver como las correlaciones entre las características morfológicas del tendón y la rigidez del miembro inferior se ven modificadas en función de cómo las demandas sobre los diferentes tendones son modificadas por las características de la actividad.

En términos específicos de CSA y grosor tendinoso, uno de los autores que más ha investigado la influencia o relación de dichas variables en corredores es Keitaro Kubo. Como hallazgos más característicos, Kubo et al. (114) muestran como el grosor tanto del AT como del PT, normalizados en relación con la masa del sujeto, son mayores en corredores de larga distancia cuando se les comparan frente a sujetos no entrenados (114). Este aspecto parece ser un indicador de la mencionada adaptación a la carga experimentada por el tendón, ya que resulta evidente que dicho tejido conectivo del miembro inferior en corredores está sometido a mayores cargas y de forma repetida en comparación con sujetos no entrenados. En esta misma línea de resultados los valores de CSA del tendón también se muestran mayores en corredores que en sujetos no entrenados en diferentes estudios (115, 116). El grado de carga que soporta el tendón parece ser un factor fundamental a la hora de analizar estas diferencias, ya que cuando la comparación se da entre corredores y deportistas de otras disciplinas los resultados son diversos. Mientras que los valores de CSA tanto del AT como del PT se mostraron mayores en corredores de larga distancia frente a jugadores de waterpolo y kayak, no se observaron diferencias significativas cuando la comparativa se hacía frente a jugadores volleyball y saltadores de esquí (117, 118). Es evidente que mientras que en los jugadores de volleyball y saltadores de esquí las cargas soportadas por los tendones de la extremidad inferior son importantes, no lo son tanto en los jugadores de waterpolo y de kayak.

A la hora de analizar la influencia directa entre las características morfológicas de los tendones de la extremidad inferior y el rendimiento en carrera, los estudios parecen señalar que no se da dicha relación. Diferentes autores han valorado la correlación entre el grosor y el CSA del AT y PT respecto al rendimiento en carreras de 5000 m y 100 m. Kubo et al. (119) y Ueno et al. (120) mostraron respectivamente que ni el AT-CSA ni el grosor del AT y PT correlacionaban con un mejor tiempo en carrera de 5000 m (119, 120). Del mismo modo, en otro de sus estudios Kubo et al. (121) confirman que esta correlación tampoco se da cuando la distancia de carrera es de 100 m y las variables tendinosas valoradas son el grosor del AT y PT (121).

No obstante, dada la complejidad y la multitud de variables que influyen en el rendimiento de carrera parece entendible pensar que, al analizar exclusivamente la relación directa entre características morfológicas del tendón y rendimiento en carrera, sin ponderar otras variables, la relación pueda no ser significativa. El análisis independiente de la influencia de las características morfológicas del tendón sobre el

rendimiento en corredores en base sólo al tiempo obtenido en una determinada carrera resulta un tanto insuficiente. Por ello, en la presente tesis doctoral por un lado se presenta un revisión sistemática en dónde se analizan todos los estudios que investigan la relación entre características morfológicas del tendón y diferentes variables de carrera; y por otro lado se presentan dos artículos diferentes que buscan entender la influencia de dichas características sobre dos variables influyentes en carrera como son la rigidez de la extremidad inferior y la reactividad. De este modo se pretende arrojar más luz en cómo estas variables tendinosas afectan a la mecánica de carrera y en consecuencia su extrapolación al rendimiento en ella.

1.4.3 Tendón y lesiones en corredores

Como se ha ido comentando con anterioridad, un exceso de carga de forma puntual o por reiteración que supera las capacidades de adaptación del tendón, conduce a la aparición de una patología tendinosa.

En corredores, las patologías tendinosas y del tejido conectivo se presentan en las primeras posiciones en términos de incidencia. Así, la patología que afecta a AT, PT y PF se encuentran entre las cuatro patologías con mayor incidencia en corredores (122). En el caso de la tendinopatía del AT, la incidencia en corredores se mueve en valores en torno al 9,1-10,9%. Dentro de los factores de riesgo predisponentes a sufrir esta patología aparecen la superficie, como es el caso de correr en arena y el tipo de carrera, carreras entre 1500 m y 5000 m se han mostrado como las que más predisponen a sufrir dicha tendinopatía (122). En ambos casos la explicación resulta similar, y es que, en ambas situaciones, por motivos distintos suele producirse una mayor demanda sobre el AT. En el caso de correr sobre superficies como la arena, es necesario realizar una mayor fuerza de empuje para realizar el despegue. Mientras que, en el caso del tipo de carreras mencionadas, que no son muy largas, muchos corredores muestran un FFS buscando una mayor velocidad, lo que como ya se ha comentado implica una mayor carga del AT.

En cuanto a la tendinopatía del PT, la incidencia mostrada es aproximadamente de entre un 5,5-22,7%. Esta tendinopatía es más habitual en corredores amateur que corren en torno a 20-50 Km semanales, sin embargo, la tendinopatía del PT no es habitual en corredores maratonianos, hecho que pudiera explicarse por el hecho de ser

habitualmente corredores experimentados, cuyos tendones están adaptados a las cargas constantes y repetidas desarrolladas en este tipo de carreras (122).

Finalmente, la incidencia mostrada por la fascitis plantar en corredores se mueve en unos valores de entre 4,5-10% afectando principalmente a corredores veteranos. Este hecho puede deberse a que debido al paso de la edad las propiedades del tejido conectivo de la FP vayan disminuyendo, y su capacidad para absorber y disipar la carga sea menor conduciendo a la aparición de esta patología.

Con relación a las características morfológicas del tendón de estos corredores que desarrollan este tipo de patologías hay cierta controversia a lo largo de la literatura científica. Mientras que algunos estudios muestran como en el caso de tendinopatías sintomáticas del AT, el grosor del AT en estos corredores era mayor que en los tendones sanos (123, 124), otro estudio desarrollado por Lieberthal et al. (125) encontró que los AT patológicos eran más delgados que los tendones sanos con los que se comparó (125). Dada esta controversia uno de los apartados de la revisión sistemática presentada en la presente tesis doctoral versará sobre la relación o características morfológicas del tendón en corredores que presentan patología tendinosa.

Finalmente, de cara a entender la relación entre la morfología tendinosa y la patología del correspondiente tendón, cabe recordar que actualmente el modelo más aceptado para analizar esta patología es el propuesto por Jill Cook. Como se ha explicado anteriormente, este modelo es un continuo, representado por diferentes fases en las que el estado del tendón puede avanzar o retroceder con el elemento de la carga siempre como factor diferencial y responsable de este avance o retroceso. Tal y como es propuesto en este modelo continuo, en función de la fase en la que se encuentre el tendón puede presentar o no un engrosamiento (91). A la luz de esta evidencia, parece que resulta fundamental cuando se valoran las características morfológicas del tendón en una situación patológica, identificar muy bien en qué fase se encuentra para poder determinar si la presencia de cambios morfológicos es un hallazgo habitual o no.

1.5 Referencias

1. Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*. 1997;26(1):15-9.
2. Weyand PG, Sandell RF, Prime DN, Bundle MW. The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of applied physiology*. 2010;108(4):950-61.
3. Kakouris N, Yener N, Fong DTP. A systematic review of running-related musculoskeletal injuries in runners. *J Sport Health Sci*. 2021;10(5):513-22.
4. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American journal of sports medicine*. 1980;8(5):345-50.
5. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics*. 1989;22(11-12):1217-27.
6. Ziliaskoudis C, Park SY, Lee SH. Running economy - a comprehensive review for passive force generation. *Journal of exercise rehabilitation*. 2019;15(5):640-6.
7. Ruan M, Li L. Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2010;20(5):932-8.
8. Cavagna GA. The landing-take-off asymmetry in human running. *J Exp Biol*. 2006;209(Pt 20):4051-60.
9. Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2003;88(4-5):297-316.
10. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Mechanical Work in Running. *J Appl Physiol*. 1964;19:249-56.
11. Jaen-Carrillo D, Roche-Seruendo LE, Carton-Llorente A, Ramirez-Campillo R, Garcia-Pinillos F. Mechanical Power in Endurance Running: A Scoping Review on Sensors for Power Output Estimation during Running. *Sensors (Basel)*. 2020;20(22).
12. Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal*

of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2002;12(2):127-35.

13. Arendt EA, Agel J, Dick R. Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *J Athl Train*. 1999;34(2):86-92.

14. Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F, Mariani PP. Knee ligament injuries in volleyball players. *The American journal of sports medicine*. 1992;20(2):203-7.

15. Alexander RM. Models and the scaling of energy costs for locomotion. *J Exp Biol*. 2005;208(Pt 9):1645-52.

16. Silder A, Besier T, Delp SL. Running with a load increases leg stiffness. *Journal of biomechanics*. 2015;48(6):1003-8.

17. Reenalda J, Maas MT, de Koning JJ. The Influence of Added Mass on Optimal Step Length in Running. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016;11(7):920-6.

18. Elliott BC, Blanksby BA. A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Med Sci Sports*. 1976;8(2):84-7.

19. Schulze S, Schwesig R, Edel M, Fieseler G, Delank KS, Hermassi S, et al. Treadmill based reference running data for healthy subjects is dependent on speed and morphological parameters. *Human movement science*. 2017;55:269-75.

20. Morin JB, Dalleau G, Kyrolainen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of applied biomechanics*. 2005;21(2):167-80.

21. Dillman CJ. Kinematic analyses of running. *Exerc Sport Sci Rev*. 1975;3:193-218.

22. Williams KR. Biomechanics of running. *Exerc Sport Sci Rev*. 1985;13:389-441.

23. Hanley B, Bissas A, Drake A. Kinematic characteristics of elite men's and women's 20 km race walking and their variation during the race. *Sports biomechanics*. 2011;10(2):110-24.

24. Hanley B, Tucker CB. Gait variability and symmetry remain consistent during high-intensity 10,000m treadmill running. *Journal of biomechanics*. 2018;79:129-34.

25. Hanley B, Mohan AK. Changes in gait during constant pace treadmill running. *Journal of strength and conditioning research*. 2014;28(5):1219-25.

26. Garcia-Pinillos F, Carton-Llorente A, Jaen-Carrillo D, Delgado-Floody P, Carrasco-Alarcon V, Martinez C, et al. Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running? *Gait Posture*. 2020;76:259-63.
27. Ferris DP, Liang K, Farley CT. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of biomechanics*. 1999;32(8):787-94.
28. Agresta C, Kessler, S., Southern, E., Goulet, G. C., Zernicke, R., & Zendler, J. D. Immediate and short-term adaptations to maximalist and minimalist running shoes. *Footwear Science*. 2018;1–13.
29. Willson JD, Bjorhus JS, Williams DS, 3rd, Butler RJ, Porcari JP, Kernozek TW. Short-term changes in running mechanics and foot strike pattern after introduction to minimalistic footwear. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. 2014;6(1):34-43; quiz
30. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531-5.
31. Munoz-Jimenez M, Latorre-Roman PA, Soto-Hermoso VM, Garcia-Pinillos F. Influence of shod/unshod condition and running speed on foot-strike patterns, inversion/eversion, and vertical foot rotation in endurance runners. *Journal of sports sciences*. 2015;33(19):2035-42.
32. Almeida MO, Davis IS, Lopes AD. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015;45(10):738-55.
33. Swinnen W, Hoogkamer W, Delabastita T, Aeles J, De Groote F, Vanwanseele B. Effect of habitual foot-strike pattern on the gastrocnemius medialis muscle-tendon interaction and muscle force production during running. *Journal of applied physiology*. 2019;126(3):708-16.
34. Nunns M, House C, Fallowfield J, Allsopp A, Dixon S. Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities. *Journal of biomechanics*. 2013;46(15):2603-10.

35. Yong JR, Dembia CL, Silder A, Jackson RW, Fredericson M, Delp SL. Foot strike pattern during running alters muscle-tendon dynamics of the gastrocnemius and the soleus. *Scientific reports*. 2020;10(1):5872.
36. Swinnen W, Hoogkamer W, De Groote F, Vanwanseele B. Habitual foot strike pattern does not affect simulated triceps surae muscle metabolic energy consumption during running. *J Exp Biol*. 2019;222(Pt 23).
37. Rice H, Patel M. Manipulation of Foot Strike and Footwear Increases Achilles Tendon Loading During Running. *The American journal of sports medicine*. 2017;45(10):2411-7.
38. Almonroeder T, Willson JD, Kernozek TW. The effect of foot strike pattern on achilles tendon load during running. *Ann Biomed Eng*. 2013;41(8):1758-66.
39. Lyght M, Nockerts M, Kernozek TW, Ragan R. Effects of Foot Strike and Step Frequency on Achilles Tendon Stress During Running. *Journal of applied biomechanics*. 2016;32(4):365-72.
40. Vannatta CN, Kernozek TW. Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern. *Medicine and science in sports and exercise*. 2015;47(5):1001-8.
41. Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine and science in sports and exercise*. 2013;45(12):2306-13.
42. Chen TL, Wong DW, Wang Y, Lin J, Zhang M. Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis. *Journal of biomechanics*. 2019;83:260-72.
43. Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *Int J Sports Physiol Perform*. 2013;8(3):286-92.
44. Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemer WJ. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of strength and conditioning research*. 2007;21(3):888-93.
45. Beattie K, Carson BP, Lyons M, Kenny IC. The Relationship Between Maximal Strength and Reactive Strength. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(4):548-53.

46. Snyder BW, Munford SN, Connaboy C, Lamont HS, Davis SE, Moir GL. Assessing Plyometric Ability during Vertical Jumps Performed by Adults and Adolescents. *Sports*. 2018;6(4).
47. Beckham GK, Suchomel TJ, Sole CJ, Bailey CA, Grazer JL, Kim SB, et al. Influence of Sex and Maximum Strength on Reactive Strength Index-Modified. *Journal of sports science & medicine*. 2019;18(1):65-72.
48. Farrow AC, Gonzales JU, Agu-Udemba CC, Sobolewski EJ, Thompson BJ, Palmer TB. Effects of age on vertical jump performance and muscle morphology characteristics in females. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2020;60(8):1081-8.
49. Abdelsattar M, Konrad A, Tilp M. Relationship between Achilles Tendon Stiffness and Ground Contact Time during Drop Jumps. *Journal of sports science & medicine*. 2018;17(2):223-8.
50. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. *Sports medicine*. 2008;38(8):647-57.
51. Meyers RW, Moeskops S, Oliver JL, Hughes MG, Cronin JB, Lloyd RS. Lower-Limb Stiffness and Maximal Sprint Speed in 11-16-Year-Old Boys. *Journal of strength and conditioning research*. 2019;33(7):1987-95.
52. Heise GD, Martin PE. "Leg spring" characteristics and the aerobic demand of running. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998;30(5):750-4.
53. Seyfarth A, Blickhan R, Van Leeuwen JL. Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. *J Exp Biol*. 2000;203(Pt 4):741-50.
54. Pappas P, Dallas G, Paradisis G. Reliability of Leg and Vertical Stiffness During High Speed Treadmill Running. *Journal of applied biomechanics*. 2017;33(2):160-5.
55. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of applied physiology*. 2002;92(2):469-78.
56. Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of biomechanics*. 1996;29(2):181-6.

57. Butler RJ, Crowell HP, 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2003;18(6):511-7.
58. Gruber M, Kramer A, Mulder E, Rittweger J. The Importance of Impact Loading and the Stretch Shortening Cycle for Spaceflight Countermeasures. *Frontiers in physiology*. 2019;10:311.
59. Jozsa L, Kannus, P. *Human Tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology*. Champaign, IL: Human Kinetics; 1997.
60. Veronesi F, Borsari V, Contartese D, Xian J, Baldini N, Fini M. The clinical strategies for tendon repair with biomaterials: A review on rotator cuff and Achilles tendons. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2020;108(5):1826-43.
61. Subramanian A, Kanzaki LF, Galloway JL, Schilling TF. Mechanical force regulates tendon extracellular matrix organization and tenocyte morphogenesis through TGFbeta signaling. *Elife*. 2018;7.
62. Bi Y, Ehrichtiou D, Kilts TM, Inkson CA, Embree MC, Sonoyama W, et al. Identification of tendon stem/progenitor cells and the role of the extracellular matrix in their niche. *Nat Med*. 2007;13(10):1219-27.
63. Zhang J, Wang JH. Characterization of differential properties of rabbit tendon stem cells and tenocytes. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:10.
64. Tanzer ML. Cross-linking of collagen. *Science*. 1973;180(4086):561-6.
65. Wang JH, Guo Q, Li B. Tendon biomechanics and mechanobiology--a minireview of basic concepts and recent advancements. *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists*. 2012;25(2):133-40; quiz 41.
66. Liu SH, Yang RS, al-Shaikh R, Lane JM. Collagen in tendon, ligament, and bone healing. A current review. *Clin Orthop Relat Res*. 1995(318):265-78.
67. Birk DE, Mayne R. Localization of collagen types I, III and V during tendon development. Changes in collagen types I and III are correlated with changes in fibril diameter. *Eur J Cell Biol*. 1997;72(4):352-61.
68. Niyibizi C, Visconti CS, Kavalkovich K, Woo SL. Collagens in an adult bovine medial collateral ligament: immunofluorescence localization by confocal microscopy

reveals that type XIV collagen predominates at the ligament-bone junction. *Matrix Biol.* 1995;14(9):743-51.

69. Vogel KG, Heinegard D. Characterization of proteoglycans from adult bovine tendon. *J Biol Chem.* 1985;260(16):9298-306.

70. Wheatley DN. Diffusion, perfusion and the exclusion principles in the structural and functional organization of the living cell: reappraisal of the properties of the 'ground substance'. *J Exp Biol.* 2003;206(Pt 12):1955-61.

71. Kannus P. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2000;10(6):312-20.

72. Robi K JN, Matevz K, Matjaz V. The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes: In Hamlin M; 2013.

73. Westh E, Kongsgaard M, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Hansen M, Kjaer M, et al. Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2008;18(1):23-30.

74. Burgess KE, Pearson SJ, Breen L, Onambele GN. Tendon structural and mechanical properties do not differ between genders in a healthy community-dwelling elderly population. *J Orthop Res.* 2009;27(6):820-5.

75. Hansen M. KM. Metabolic Influences on Risk for Tendon Disorders. *Advances in Experimental Medicine and Biology: Springer, Cham; 2016.*

76. Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M, Magnusson SP. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2002;12(2):90-8.

77. Miller BF, Hansen M, Olesen JL, Schwarz P, Babraj JA, Smith K, et al. Tendon collagen synthesis at rest and after exercise in women. *Journal of applied physiology.* 2007;102(2):541-6.

78. Sullivan BE, Carroll CC, Jemiolo B, Trappe SW, Magnusson SP, Dossing S, et al. Effect of acute resistance exercise and sex on human patellar tendon structural and regulatory mRNA expression. *Journal of applied physiology.* 2009;106(2):468-75.

79. Johnson GA, Tramaglini DM, Levine RE, Ohno K, Choi NY, Woo SL. Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J Orthop Res*. 1994;12(6):796-803.
80. Blevins FT, Hecker AT, Bigler GT, Boland AL, Hayes WC. The effects of donor age and strain rate on the biomechanical properties of bone-patellar tendon-bone allografts. *The American journal of sports medicine*. 1994;22(3):328-33.
81. Csapo R, Malis V, Hodgson J, Sinha S. Age-related greater Achilles tendon compliance is not associated with larger plantar flexor muscle fascicle strains in senior women. *Journal of applied physiology*. 2014;116(8):961-9.
82. Stenroth L, Peltonen J, Cronin NJ, Sipila S, Finni T. Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *Journal of applied physiology*. 2012;113(10):1537-44.
83. Couppe C, Hansen P, Kongsgaard M, Kovanen V, Suetta C, Aagaard P, et al. Mechanical properties and collagen cross-linking of the patellar tendon in old and young men. *Journal of applied physiology*. 2009;107(3):880-6.
84. Tavernarakis N. Ageing and the regulation of protein synthesis: a balancing act? *Trends Cell Biol*. 2008;18(5):228-35.
85. Cook JL, Rio E, Purdam CR, Docking SI. Revisiting the continuum model of tendon pathology: what is its merit in clinical practice and research? *British journal of sports medicine*. 2016;50(19):1187-91.
86. Arnoczky SP, Lavagnino M, Egerbacher M. The mechanobiological aetiopathogenesis of tendinopathy: is it the over-stimulation or the under-stimulation of tendon cells? *Int J Exp Pathol*. 2007;88(4):217-26.
87. Pingel J, Lu Y, Starborg T, Fredberg U, Langberg H, Nedergaard A, et al. 3-D ultrastructure and collagen composition of healthy and overloaded human tendon: evidence of tenocyte and matrix buckling. *Journal of anatomy*. 2014;224(5):548-55.
88. Scott A, Khan KM, Cook JL, Duroño V. What is "inflammation"? Are we ready to move beyond Celsus? *British journal of sports medicine*. 2004;38(3):248-9.
89. Magnusson SP, Langberg H, Kjaer M. The pathogenesis of tendinopathy: balancing the response to loading. *Nat Rev Rheumatol*. 2010;6(5):262-8.

90. Cook JL, Feller JA, Bonar SF, Khan KM. Abnormal tenocyte morphology is more prevalent than collagen disruption in asymptomatic athletes' patellar tendons. *J Orthop Res.* 2004;22(2):334-8.
91. Cook JL, Purdam CR. Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. *British journal of sports medicine.* 2009;43(6):409-16.
92. Doral MN, Alam M, Bozkurt M, Turhan E, Atay OA, Donmez G, et al. Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA.* 2010;18(5):638-43.
93. Winnicki K, Ochala-Klos A, Rutowicz B, Pekala PA, Tomaszewski KA. Functional anatomy, histology and biomechanics of the human Achilles tendon - A comprehensive review. *Ann Anat.* 2020;229:151461.
94. O'Brien M. The anatomy of the Achilles tendon. *Foot Ankle Clin.* 2005;10(2):225-38.
95. Cummins EJ, Anson BJ, et al. The structure of the calcaneal tendon (of Achilles) in relation to orthopedic surgery, with additional observations on the plantaris muscle. *Surg Gynecol Obstet.* 1946;83:107-16.
96. Shaw HM, Vazquez OT, McGonagle D, Bydder G, Santer RM, Benjamin M. Development of the human Achilles tendon enthesis organ. *Journal of anatomy.* 2008;213(6):718-24.
97. Joseph MF, Lillie KR, Bergeron DJ, Denegar CR. Measuring Achilles tendon mechanical properties: a reliable, noninvasive method. *Journal of strength and conditioning research.* 2012;26(8):2017-20.
98. Aubry S, Risson JR, Kastler A, Barbier-Brion B, Siliman G, Runge M, et al. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography. *Skeletal radiology.* 2013;42(8):1143-50.
99. Andrikoula S, Tokis A, Vasiliadis HS, Georgoulis A. The extensor mechanism of the knee joint: an anatomical study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA.* 2006;14(3):214-20.

100. Zhang C, Couppe C, Scheijen J, Schalkwijk CG, Kjaer M, Magnusson SP, et al. Regional collagen turnover and composition of the human patellar tendon. *Journal of applied physiology*. 2020;128(4):884-91.
101. Stecco C, Corradin M, Macchi V, Morra A, Porzionato A, Biz C, et al. Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon. *Journal of anatomy*. 2013;223(6):665-76.
102. Erdemir A, Hamel AJ, Fauth AR, Piazza SJ, Sharkey NA. Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86(3):546-52.
103. McDonald KA, Stearne SM, Alderson JA, North I, Pires NJ, Rubenson J. The Role of Arch Compression and Metatarsophalangeal Joint Dynamics in Modulating Plantar Fascia Strain in Running. *PloS one*. 2016;11(4):e0152602.
104. Kim W, Voloshin AS. Role of plantar fascia in the load bearing capacity of the human foot. *Journal of biomechanics*. 1995;28(9):1025-33.
105. Lichtwark G. Ultrasound Technology for Examining the Mechanics of the Muscle, Tendon, and Ligament. In: Müller B, Wolf SI, Brueggemann G-P, Deng Z, McIntosh A, Miller F, et al., editors. *Handbook of Human Motion*. Cham: Springer International Publishing; 2017. p. 1-20.
106. Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z Angew Physiol*. 1968;26(1):26-32.
107. Sarto F, Sporri J, Fitze DP, Quinlan JJ, Narici MV, Franchi MV. Implementing Ultrasound Imaging for the Assessment of Muscle and Tendon Properties in Elite Sports: Practical Aspects, Methodological Considerations and Future Directions. *Sports medicine*. 2021.
108. Del Bano-Aledo ME, Martinez-Paya JJ, Rios-Diaz J, Mejias-Suarez S, Serrano-Carmona S, de Groot-Ferrando A. Ultrasound measures of tendon thickness: Intra-rater, Inter-rater and Inter-machine reliability. *Muscles, ligaments and tendons journal*. 2017;7(1):192-9.

109. Rathleff MS, Moelgaard C, Lykkegaard Olesen J. Intra- and interobserver reliability of quantitative ultrasound measurement of the plantar fascia. *J Clin Ultrasound*. 2011;39(3):128-34.
110. Monte A, Baltzopoulos V, Maganaris CN, Zamparo P. Gastrocnemius Medialis and Vastus Lateralis in vivo muscle-tendon behavior during running at increasing speeds. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2020;30(7):1163-76.
111. Monte A, Maganaris C, Baltzopoulos V, Zamparo P. The influence of Achilles tendon mechanical behaviour on "apparent" efficiency during running at different speeds. *Eur J Appl Physiol*. 2020;120(11):2495-505.
112. Fletcher JR, MacIntosh BR. Running Economy from a Muscle Energetics Perspective. *Frontiers in physiology*. 2017;8:433.
113. Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture*. 2007;25(3):380-4.
114. Kubo K, Tabata T, Ikebukuro T, Igarashi K, Yata H, Tsunoda N. Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(3):507-14.
115. Devaprakash D, Obst SJ, Lloyd DG, Barrett RS, Kennedy B, Ball I, et al. The Free Achilles Tendon Is Shorter, Stiffer, Has Larger Cross-Sectional Area and Longer T2(*) Relaxation Time in Trained Middle-Distance Runners Compared to Healthy Controls. *Frontiers in physiology*. 2020;11:965.
116. Salinero JJ, Lara B, Gutierrez-Hellin J, Gallo-Salazar C, Areces F, Jiménez F, et al. Thickness and cross-sectional area of the achilles tendon in marathon runners: a cross-sectional study. *J Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2020;26:391-5.
117. Kongsgaard M, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of applied physiology*. 2005;99(5):1965-71.
118. Wiesinger HP, Rieder F, Kusters A, Muller E, Seynnes OR. Are Sport-Specific Profiles of Tendon Stiffness and Cross-Sectional Area Determined by Structural or Functional Integrity? *PloS one*. 2016;11(6):e0158441.

119. Kubo K, Miyazaki D, Shimoju S, Tsunoda N. Relationship between elastic properties of tendon structures and performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol.* 2015;115(8):1725-33.
120. Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, et al. Relationship between Achilles tendon length and running performance in well-trained male endurance runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2018;28(2):446-51.
121. Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tomita M, Okada M. Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. *Journal of applied biomechanics.* 2011;27(4):336-44.
122. Lopes AD, Hespanhol Junior LC, Yeung SS, Costa LO. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. *Sports medicine.* 2012;42(10):891-905.
123. Hirschmuller A, Frey V, Konstantinidis L, Baur H, Dickhuth HH, Sudkamp NP, et al. Prognostic value of Achilles tendon Doppler sonography in asymptomatic runners. *Medicine and science in sports and exercise.* 2012;44(2):199-205.
124. Tillander B, Gauffin H, Lyth J, Knutsson A, Timpka T. Symptomatic Achilles Tendons are Thicker than Asymptomatic Tendons on Ultrasound Examination in Recreational Long-Distance Runners. *Sports.* 2019;7(12).
125. Lieberthal K, Paterson KL, Cook J, Kiss Z, Girdwood M, Bradshaw EJ. Prevalence and factors associated with asymptomatic Achilles tendon pathology in male distance runners. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine.* 2019;39:64-8.

2. JUSTIFICACIÓN

Después de los diferentes aspectos relacionados con la biomecánica de carrera y la morfología del tejido conectivo de la extremidad inferior explicados durante el apartado anterior, se encuentran una serie de “gaps” o aspectos dónde es necesaria una mayor investigación científica que consolide o mejore la evidencia científica respecto a la relación del tejido conectivo con la biomecánica de carrera. Por ello, la presente tesis doctoral pretende analizar que roles se dan en la relación estructura función. Es decir, ¿es la morfología del tejido conectivo la que determinan el desarrollo de las variables biomecánicas, o en caso contrario, son las características de la actividad las que van a determinar la adaptación de la morfología del tejido conectivo? A esta pregunta de investigación se le quiere dar respuesta con la presente tesis doctoral.

3. HIPÓTESIS

Tras todo lo explicado con anterioridad se plantea como hipótesis que las características morfológicas del tejido conectivo de la extremidad inferior serán influyentes sobre la biomecánica de carrera en corredores de larga distancia. Se hipotetiza que los valores de CSA y grosor de AT, PT y PF serán mayores en corredores de larga distancia frente a otros perfiles de sujetos, debido a la adaptación de estas estructuras a la carga demandada por la actividad de carrera. Así mismo se hipotetiza que una adaptación a la carga inadecuada conducirá a la aparición de patología en las estructuras mencionadas correlacionando con un aumento de los valores de grosor y CSA de las mismas.

En relación con las dos principales variables biomecánicas de carrera estudiadas en la presente tesis doctoral, reactividad durante el salto y rigidez de la extremidad inferior; se hipotetiza que, en corredores de larga distancia, mayores valores de CSA y grosor de las citadas estructuras de tejido conectivo correlacionarán positivamente con dichas variables biomecánicas. Dicha relación probablemente se verá influida por las demandas específicas que sufren dichos tejidos según las características propias de la actividad.

4. OBJETIVOS

- I. Determinar la relación entre las características morfológicas ecográficas de los principales elementos del tejido conectivo de la extremidad inferior y la biomecánica de carrera en corredores de larga distancia.
- II. Investigar las posibles diferencias morfológicas del tejido conectivo de miembro inferior entre corredores de larga distancias y sujetos con diferentes características, analizando el factor que determina dichas diferencias en caso de encontrarse.
- III. Analizar cuáles son las principales variables biomecánicas de carrera y patológicas del tendón que se relacionan con la morfología del tejido conectivo de la extremidad inferior en corredores de larga distancia.
- IV. Investigar la relación entre la reactividad en el salto de corredores de larga distancia y las características morfológicas de los principales elementos de tejido conectivo del miembro inferior, en concreto tendón de Aquiles, rotuliano y fascia plantar.
- V. Examinar la influencia de las características morfológicas de los principales elementos de tejido conectivo del miembro inferior, en concreto tendones de Aquiles, rotuliano y fascia plantar, respecto a la rigidez del miembro inferior en corredores de larga distancia, valorando como la especificidad de la actividad influye en dicha relación.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

A continuación, se presentan de forma resumida la forma en la que se han recogido las diferentes variables utilizadas en los artículos de la presente tesis doctoral. En el caso del primer artículo presentado, dado que se trata de una revisión sistemática, se explicará con todo detalle el protocolo seguido en la misma en el capítulo correspondiente al citado artículo. De igual forma información más detallada sobre el material y métodos utilizados en los otros dos artículos presentados serán aportados en las secciones dedicadas a estos artículos.

5.1 Variables morfológicas

Las variables morfológicas, grosor y CSA, del tejido conectivo valorado se midieron mediante el uso de ecografía. Como ya se ha mencionado la ecografía es un método rápido y fiable para la realización de dichas mediciones (1, 2). Para la valoración ecográfica se utilizó el equipo LOGIQ S7 EXPERT (General Electric, Alemania, 2013) con una sonda lineal 5-16 MHz obteniendo imágenes de alta definición en modo B.

Para evaluar el AT, los sujetos estaban en decúbito prono, con ambas rodillas extendidas y los pies fuera de la cama manteniendo el tobillo en posición neutra. Se utilizó una referencia de 3 cm proximal a la inserción del tendón en el hueso calcáneo para medir el grosor del tendón, con la sonda en posición longitudinal, y el CSA con la sonda en posición transversal. La exploración ecográfica se realizó utilizando una profundidad de 2 cm y con el foco situado a 0,5 cm (3). Figura 16



Figura 16. Valoración ecográfica del AT

El PT se midió con los sujetos en decúbito supino, con ambas rodillas flexionadas a 30°. Se utilizó una referencia de 1 cm distal al polo inferior de la rótula para evaluar el grosor del tendón, con la sonda en posición longitudinal, y el CSA con la sonda en posición transversal. La exploración ecográfica se realizó utilizando una profundidad de 3cm y con el foco situado a 0,5 cm (3). Figura 17



Figura 17. Valoración ecográfica del PT

La valoración ecográfica de la PF se realizó con los sujetos en decúbito prono, con ambas rodillas en extensión, tobillos en posición neutra y los dedos extendidos contra la superficie de la camilla. Para medir el grosor de la PF se utilizó como referencia, el borde anterior de la superficie plantar del hueso calcáneo dirigiendo la sonda longitudinalmente desde esta posición hasta el borde anterior de la PF. La exploración ecográfica se realizó utilizando una profundidad de 3 cm y con el foco situado a 1 cm (3). Figura 18

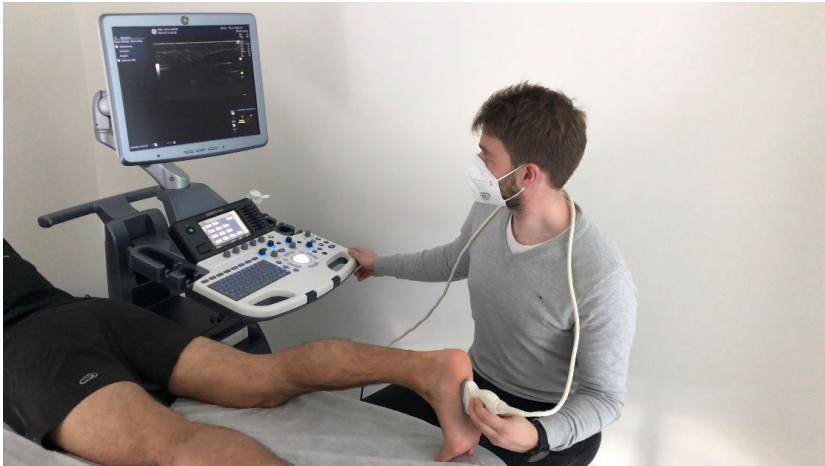


Figura 18. Valoración ecográfica de la PF

Para la evaluación de todas las estructuras mencionadas se utilizó una frecuencia de 12 MHz y una ganancia de 100 dB. Cada medición fue registrada dos veces por un investigador capacitado con más de diez años de experiencia en diagnóstico por imágenes ecográficas. Para su posterior procesamiento estadístico se calculó el grosor y CSA utilizando el software ImageJ (NIH, Baltimore, MD), utilizando la herramienta de polígono para CSA (4).

5.2 Variables espaciotemporales

Los parámetros espaciotemporales se pueden valorar de formas muy diversas, mediante el uso de sistemas 3D, con cámaras de video de alta velocidad, etc. Otra herramienta muy útil y que ha sido la utilizada en los diferentes artículos de la presente tesis doctoral son los sistemas optoelectrónicos. En concreto se ha trabajado con el sistema Optogait (Microgate, Bolzano, Italy). Este sistema de obtención óptica de datos está compuesto de una barra óptica transmisora y una receptora. Cada una de estas barra contiene 96 leds infrarrojos los cuales se comunican continuamente con los leds ubicados en la otra barra. El sistema detecta eventuales interrupciones y su duración. El sistema Optogait es un sistema que se ha mostrado fiable en la valoración de los parámetros espaciotemporales tanto durante la carrera como en el salto (5, 6).

Con el objetivo de calcular la reactividad durante el salto, dónde son necesarios los valores de tiempo de vuelo y tiempo de contacto, el sistema Optogait se colocó en el suelo delimitando el área de aterrizaje donde el sujeto saltaba desde una altura determinada y posteriormente realizaba el protocolo de salto detallado en el artículo correspondiente (Figura 19). Como se ha mencionado con anterioridad, para realizar el cálculo del RSI una de las opciones es calcular el ratio entre el tiempo de vuelo y el tiempo de contacto cuando se realiza un “drop jump” (7). Esta forma de testar la reactividad durante el salto se ha mostrado fiable previamente (8).



Figura 19. Drop Jump para cálculo de RSI

5.3 Cálculo de la rigidez del miembro inferior

Para calcular la rigidez del miembro inferior, en términos de K_{vert} y K_{leg} se empleó el método de onda sinusoidal de Morin explicado con anterioridad (9). Para ello, tal y como se ha explicado, es necesario nuevamente obtener los tiempos de vuelo y

contacto. Por este motivo el sistema Optogait se colocó a ambos lados del tapiz rodante donde se desarrolló el protocolo correspondiente de carrera (Figura 20) . Además de estos parámetros espaciotemporales, para el cálculo de la rigidez son necesarios ciertos valores antropométricos, masa del sujeto y longitud de la extremidad inferior, los cuáles fueron medidos mediante una báscula Tanita BC-601 (TANITA Corp., Maeno-Cho, Itabashi-ku, Tokyo, Japan) y una cinta métrica respectivamente. Para calcular la longitud de la extremidad inferior se midió la distancia entre la parte más prominente del trocánter mayor y la parte más prominente del maléolo externo, con el sujeto colocado en una posición de bipedestación.



Figura 20. Valoración de los parámetros espaciotemporales de carrera para cálculo de la rigidez del miembro inferior.

5.4 Análisis del FSP

Para determinar el FSP se utilizó una cámara de alta definición Imaging Source DFK 33UX174 (The Imaging Source Europe GmbH; Alemania) la cual fue situada 2 metros lateral al tapiz rodante, a nivel de la superficie de carrera. Los videos analizando

el FSP se realizaron a 240 frames por segundo. Utilizando la reproducción de video en cámara lenta, el FSP fue determinado por un investigador con una amplia experiencia en la ejecución de análisis biomecánicos. Este método ha sido probado previamente como válido y fiable (10).

5.5 Referencias

1. Lichtwark G. Ultrasound Technology for Examining the Mechanics of the Muscle, Tendon, and Ligament. In: Müller B, Wolf SI, Brueggemann G-P, Deng Z, McIntosh A, Miller F, et al., editors. Handbook of Human Motion. Cham: Springer International Publishing; 2017. p. 1-20.
2. Mc Auliffe S, Mc Creesh K, Purtill H, O'Sullivan K. A systematic review of the reliability of diagnostic ultrasound imaging in measuring tendon size: Is the error clinically acceptable? *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2017;26:52-63.
3. Del Bano-Aledo ME, Martinez-Paya JJ, Rios-Diaz J, Mejias-Suarez S, Serrano-Carmona S, de Groot-Ferrando A. Ultrasound measures of tendon thickness: Intra-rater, Inter-rater and Inter-machine reliability. *Muscles, ligaments and tendons journal*. 2017;7(1):192-9.
4. Kernozek TW, Knaus A, Rademaker T, Almonroeder TG. The effects of habitual foot strike patterns on Achilles tendon loading in female runners. *Gait Posture*. 2018;66:283-7.
5. Hanley B, Tucker CB. Reliability of the OptoJump Next System for Measuring Temporal Values in Elite Racewalking. *Journal of strength and conditioning research*. 2019;33(12):3438-43.
6. Glatthorn JF, Gouge S, Nussbaumer S, Stauffacher S, Impellizzeri FM, Maffiuletti NA. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *Journal of strength and conditioning research*. 2011;25(2):556-60.
7. Beattie K, Carson BP, Lyons M, Kenny IC. The Relationship Between Maximal Strength and Reactive Strength. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(4):548-53.
8. Snyder BW, Munford SN, Connaboy C, Lamont HS, Davis SE, Moir GL. Assessing Plyometric Ability during Vertical Jumps Performed by Adults and Adolescents. *Sports*. 2018;6(4).
9. Morin JB, Dalleau G, Kyrolainen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of applied biomechanics*. 2005;21(2):167-80.

10. Esculier JF, Silvini T, Bouyer LJ, Roy JS. Video-based assessment of foot strike pattern and step rate is valid and reliable in runners with patellofemoral pain. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2018;29:108-12.

6. RESULTADOS

En esta sección, a modo de resultados, se presentan los diferentes artículos que forman parte de la presente tesis doctoral. El formato en el que aparecen es el formato original en el que están publicados en las correspondientes revistas científicas. En el caso de la revisión sistemática, al encontrarse en proceso de revisión por pares, se presenta en el formato tal y como se ha enviado a la revista correspondiente.

An anatomical illustration featuring two human figures. On the left, a male figure is shown in profile, running towards the left. His muscles, particularly the glutes, hamstrings, and calves, are highlighted in a reddish-pink color, while the rest of his body is in a more natural skin tone. On the right, a male figure stands facing forward, also with his muscles highlighted in the same reddish-pink color. The background is a textured, brownish-gold surface with faint, stylized architectural elements like columns and arches. The overall style is that of a classical anatomical engraving or painting.

Artículo 1. Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review.

Alberto Rubio-Peiotén, Felipe García-Pinillos, Antonio Cartón-Llorente, Diego Jaén-Carrillo, Luis E. Roche-Seruendo

Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review.

Alberto Rubio-Peirotén^{*1}, Felipe García-Pinillos^{2,3}, Antonio Cartón¹, Diego Jaén-Carrillo¹, Luis E. Roche-Seruendo¹

¹Department of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences, Universidad San Jorge, Villanueva de Gállego, Zaragoza, Spain.

²Department of Physical Education and Sports, Faculty of Sports Sciences, University of Granada, Granada, Spain.

³Department of Physical Education, Sports and Recreation, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

***Corresponding Author:**

Alberto Rubio-Peirotén, Master's degree in health science research.

Department of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences, Universidad San Jorge, Campus Universitario, Autov A23 km 299, 50830.

Villanueva de Gállego (Zaragoza, Spain).

Phone: +34 636 77 22 25 Email: arubio@usj.es

Abstract

Background: Although the role of connective tissue in running injuries and biomechanics has been widely investigated, systematic reviews on the connective tissue morphology in relation with running biomechanics and running tendon injuries were rarely reported.

Objective: The aim of this study is to systematically review the current literature regarding the morphological characteristics (i.e., cross-sectional area and thickness) of the main connective tissue of the lower limb in runners and its relationship with running biomechanics and tendon pathology.

Methods: Four databases were consulted. The main keywords used were: Achilles tendon, patellar tendon, plantar fascia, ultrasound, thickness, cross-sectional area and running. Observational design English-written studies published between January 2000 and September 2020 and assessing morphological characteristics of the main connective tissue of the lower limb and its relationship with running biomechanics and running pathology in humans were included. The modified version of the Quality Index developed by Downs and Black was used to assess methodological quality.

Results: After duplications were removed and exclusion criteria applied to titles, abstracts and full texts, 34 studies remained. 16 studies analysed the connective tissue related to sample characteristics where mainly the differences between runners and controls were studied along other factors such as gender, height, weight and nationality. Regarding running biomechanics, 10 studies assessed connective tissue running biomechanics with focusing on foot strike pattern and footwear characteristics. Regarding tendon pathology, 8 studies analysed the connective tissue assessing, mainly, whether the pathological tendons are thicker.

Conclusions: This systematic review concludes that runners show higher Achilles and patellar tendons than control subjects and athletes from other disciplines whose tendons are subjected to lighter loads. Adaptation to load leads to better performance, what seems to explain these morphological differences.

INTRODUCTION

Tendons are connective tissue structures composed mainly by collagen (65-80%) and elastin embedded in a proteoglycan-water matrix (1). The most typical analysed morphological characteristics of the connective tissue are the cross sectional area (CSA) and thickness (2, 3). To assess these morphological characteristics, the main imaging techniques used are ultrasounds and nuclear magnetic resonance, which have proven to be useful and reliable for such use (4, 5).

Connective tissue, specifically tendons, plays an essential role in the locomotor system function. Activities such as walking, running or jumping need a correct tendon functioning as these structures are responsible for loading transmission that allows physiological movement and joint stabilization (6). In relation with its function, tendons are classified as load transmitters or movement transmitter, being the main lower limb tendons (i.e., Achilles tendon [AT] and patellar tendon [PT]) load transmitters (6). Although the plantar fascia (PF) is not properly considered a tendon, some studies refer to the PF such as an extension of the AT due to the common insertion at the calcaneus bone aiding in the function of this tendon (7).

Given the elongation and shortening of these lower limb structures (i.e., AT, PT and PF), they made a huge contribution to the energy storage and release during movements such as running (8). It is suggested that during running the lower limb behaves like a spring that continually compresses and decompresses allowing the movement (9). The main responsible for such compressions and decompressions are the muscle-tendon units through the stretch-shortening cycle (10). Considering that, the characteristics and condition of the aforementioned connective tissues might play a key role in both athletic performance and injury management contexts.

It has been proposed that the AT plays an essential role in running economy (11). Fletcher et al (11) proposed that the AT stiffness is one of the main mechanism behind an enhanced running economy. Tendon stiffness allows the muscle acts at the appropriate length and velocity, being essential for running economy. Tendons optimize the relation between muscle's force, length, and velocity by minimizing length change during muscle contraction (11). During running, the AT accommodates much of that muscle-tendon unit length change (12). Seemingly, the AT mechanical properties are optimal to accommodate the mentioned length change, and any change in those properties might

result in an increase in running energy cost (11). Supporting this importance of AT in running economy, several studies show the relationship between longer AT length and better running economy (13, 14). For its part, the PT has also been shown to be an influential element in running economy. Thus, a lower PT stiffness is related to a better running economy (11). Depending on the circumstances, a higher stiffness tendon or a lower stiffness tendon can be more beneficial in running economy (11). So, when power is more important, a lower stiffness tendon helps the muscle to shorten at the velocity associated with peak-power output (15). This fact could explain why lower PT stiffness correlates with a better running economy given that it would contribute more effectively to power generation (11).

It is known that during running the main lower limb tendons are exposed to repetitive loadings. In response to these repetitive loads, tendons need to be adapted. These adaptations occur both at the morphological level (i.e., higher CSA and thickness) (16, 17) and in the percentage of the type of collagen fibers (18). Thus, these adaptations would seek for a tendon better prepared for the demanding activity and therefore with a better performance such as with a better velocity (19). However, when the tendon is unable to adapt to these loads, the result is an overloaded tendon that can lead to the development of tendinopathy (20). Thus, for running, when there is not a good adjustment of the load in relation to volume and frequency, the excess load might lead to tendon injury (20). Although some studies show higher CSA and thickness in Achilles tendinopathy (21), these morphological changes are present depending on the phase of tendinopathy in which it is found (20). The most typical injuries associated to running are Achilles tendinopathy and plantar fasciitis (22). A previous study found that shorter races, where runners use more a forefoot strike pattern which demands more the AT, increase the risk of suffering an AT tendinopathy (23). In relation with the PT, patellar tendinopathy has been frequently reported among amateur runners reporting a weekly mileage between 20 and 50km (24). However, this pathology did not show an important prevalence between marathon runners (24), so that running experience with a correct tissue adaptation could result in a protector factor for patellar tendinopathy (22). Finally, master runners seem to be more affected by plantar fasciitis (24). One of the main functions of the PF during running is to absorb the elastic tension (22). With aging, this capacity might decrease, which could explain why master runners show a higher prevalence of plantar fasciitis (22).

Actually, both the relation between the tendon injuries and running and the influence of the tendon on running biomechanics have been widely investigated (25-28).

Despite the aforementioned information, there still exist gaps that need to be bridged in regards with connective tissue morphologic characteristics and running. Furthermore, how these characteristics are related to running biomechanics and tendon pathology is not well understood. In this way, to the best of the authors' knowledge, a systematic review that analyses the literature carried out on the morphological characteristics of connective tissue in runners and how these characteristics are related to running biomechanics and tendon pathology variables has not been done yet.

Therefore, the main purpose of the present systematic review was to analyze the current literature regarding the morphological characteristics (i.e., CSA and thickness) of the main connective tissue of the lower limb in runners and its relationship with running biomechanics and tendon pathology variables.

MATERIALS AND METHODS

A systematic review was completed following the guidelines of the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) (29). Findings were also reported accordingly.

Eligibility Criteria

The following inclusion criteria were considered: i) studies published in English; ii) only human studies. The following exclusion criteria were taken into account: i) Clinical trials, ii) case reports, iii) case series, iv) systematic reviews and v) editor letters.

All manuscripts related to lower limb connective tissue morphology (i.e., AT, PT and PF thickness and CSA) and running were included.

Information sources

A systematic search was conducted in the electronic databases Pubmed, Web of science, SPORTDiscus and Scopus for relevant studies from 1 January 2000 to 30

September 2020. Keywords were collected through experts' opinion, a systematic literature review, and controlled vocabulary (e.g., Medical Subject Headings: MeSH). Boolean search syntax using the operators "AND" and "OR" was applied. Following an example of a PubMed search is shown: (Achilles OR gastroc* OR triceps surae OR patella* OR quadriceps OR rotulien OR plantar fascia) AND (Tendon* OR Tendin*) AND (Ultrasonograph* or Sonograph* or Ultrasound or US or MSUS OR cross-sectional area OR thickness) AND (Run* or Sprint* or Jog* or Interval or Long Distance or Marathon OR running OR runner). Filters: Publication date from 2000/01/01; Humans; English.

After an initial search, accounts were created in the mentioned databases. In this way, the search was updated until the initiation of manuscript preparation on September 30, 2020. Following the formal systematic searches, additional hand-searches were conducted. In addition, the reference lists of included studies and previous reviews and meta-analyses were examined to detect studies potentially eligible for inclusion.

Study selection

During the selection of studies, a filter was initially made by title, in which those articles that were not considered relevant were excluded. After this, the same procedure was carried out after evaluating the abstract. Finally, the full text of the remaining studies was assessed excluding those that did not meet the review criteria.

Methodological quality in individual studies

Selected studies were evaluated for methodological quality using the modified version of the Quality Index developed by Downs and Black (30). A good test–retest ($r = 0.88$) and inter-rater ($r = 0.75$) of the original scale was reported. Furthermore, a good reliability and high internal consistency (Kuder–Richardson Formula 20 (KR-20) = 0.89) were shown. The modified version of the Downs and Black Quality Index is scored from 1 to 14 where higher scores indicate higher-quality studies. Two independent reviewers (ARP-FGP) performed this quality assessment, and, in the event of a disagreement, a third reviewer (LERS) analysed the quality and made the final decision. Agreement between

reviewers was assessed using a Kappa correlation for methodological quality. The agreement rate between reviewers was $k = 0.91$.

RESULTS

Study selection

The study selection process is shown in a flow diagram (Figura 21). A total of 978 studies were found after the systematic search. 275 from Pubmed, 456 from Web of Science, 187 from Scopus and 60 from SPORDiscus. Additionally, one study was identified from a different resource. After all the selection criteria mentioned above, 34 studies were included. Regarding the methodological quality, results derived from Modified Downs and Black scale are shown in Tabla 3. Scores for this scale ranged from 8 to 13 out of 14.

Tabla 2. Modified Downs and Black scale

Study	Item 1	Item 2	Item 3	Item 6	Item 7	Item 10	Item 12	Item 15	Item 16	Item 18	Item 20	Item 22	Item 23	Item 25	Total (Out of 14)
Chen et al (2019)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	11
Dar et al (2019)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	1	11
Devaprakash et al (2020)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	9
Farris et al (2012)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	10
Freund et al (2012)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	13
Hagan et al (2018)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	11
Hall et al (2015)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	10
Hirschmuller et al (2012)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	12
Histen et al (2016)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	0	10
Hullfish et al (2018)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	12
Kernozek et al (2018)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	9
Kongsgaard et al (2005)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	1	10
Kubo et al (2010)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	1	9
Kubo et al (2011)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	8
Kubo et al (2015a)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	1	9
Kubo et al (2015b)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	8
Kubo et al (2015c)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	1	9
Kubo et al (2017)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	8
Kudron et al (2020)	0	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	0	1	10
Kunimasa et al (2014)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	8
Lieberthal et al (2019)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	10

Magnusson et al (2003)	1	1	1	1	0	1	0	0	1	1	1	0	0	0	8
Monte et al (2020)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	8
Neves et al (2014)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	9
Ooi et al (2015)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	0	10
Rosager et al (2002)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	9
Salinero et al (2020)	1	1	0	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	8
Shaikh et al (2012)	1	0	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	0	9
Shiotani et al (2020)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	9
Sponbeck et al (2017)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	11
Tillander et al (2019)	1	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	1	10
Ueno et al (2018)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	9
Wiesinger et al (2016)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	0	1	10
Zhang et al (2018)	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	0	0	0	10

The results of the selected studies are shown separately according to next different aspects: sample characteristics (Tabla 4), running biomechanics variables (Tabla 5) and tendon pathology (Tabla 6).

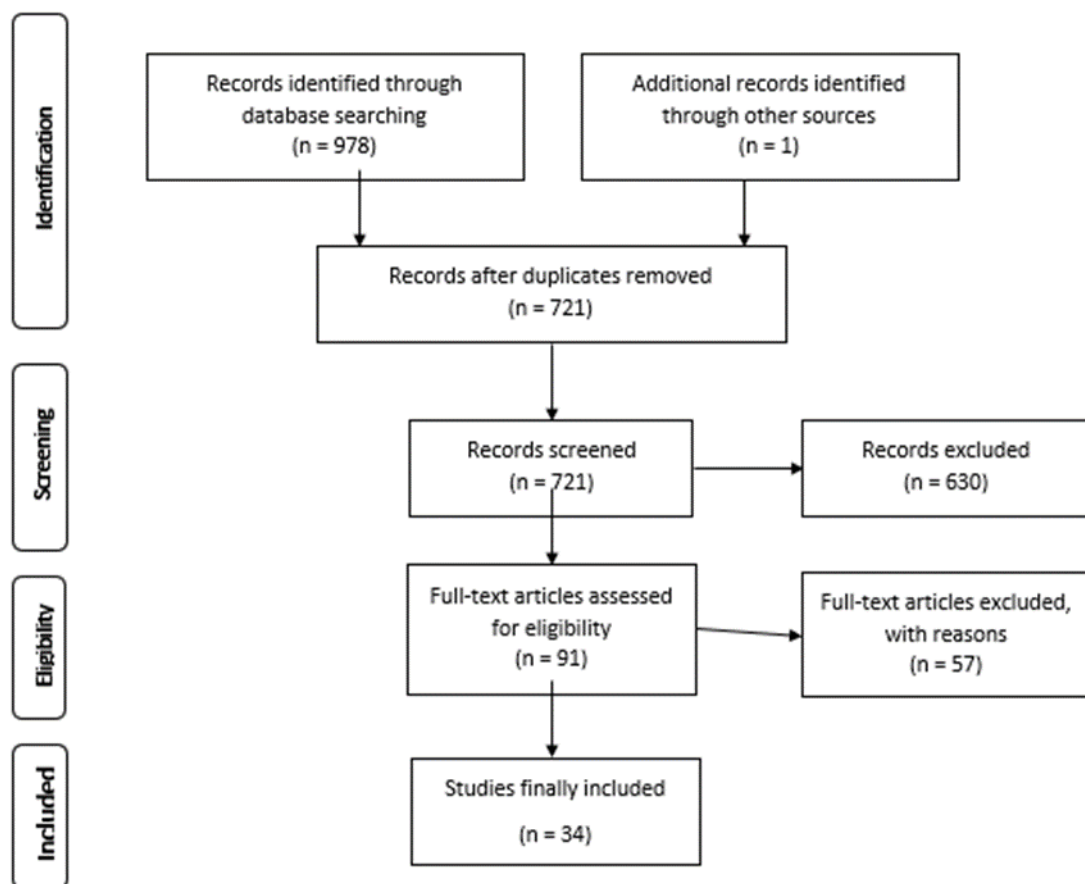


Figura 21. Prisma Flow diagram

Sample characteristics

Regarding sample characteristics, 16 studies were included. In relation with morphologic characteristics of the AT, 10 studies analysed the differences between runners and healthy untrained subjects (2, 3, 16, 17, 31-36). Regarding AT, Wiesinger et al (36) and Kongsgaard et al (37) studied the differences of the AT morphologic characteristics between runners and other sport athletes. Differences in AT morphologic characteristics were also analysed in relation to other aspects: road runners and trail runners (38), running performance (39), leg dominant side (40) and nationality (Kenyan versus Japanese runners) (41). Finally, other subject characteristics such as sex, body mass, height, body mass index and running experience (35, 40) were also studied in relation to the AT morphologic characteristics.

The PT morphologic characteristics were analysed by four studies (2, 17, 36, 39). Kubo et al (2, 17) and Wiesinger et al (36) studied the differences between runners and healthy untrained subjects. Kubo et al (39) analysed the PT differences in relation the running performance. In relation with other sports, PT-CSA was analysed between long-distance runners, water-polo players and ski jumpers (36).

Finally, regarding the PF, the morphological characteristics between runners and untrained subjects were analysed only by Shiotani et al (42).

Tabla 3. Sample characteristics and morphological characteristics of the connective tissue

Study	Subject Description	Study design	Connective tissue morphologic measures	Other outcome measures	Results
Dar et al (2019)	Amateur road LDR n = 26 (15M, 11F) 42.2 ± 9.1 years 168.6 ± 8.2 cm 62.4 ± 8.0 Kg BMI: 21.9 ± 1.9 Kg/m ² Km/wk: 37.5 ± 20.6 Amateur trail runners n = 17 (9M, 8F) 41.0 ± 9.5 years 171.2 ± 8.4 cm 67.1 ± 12.1 Kg BMI: 22.7 ± 2.8 Kg/m ² Km/wk: 38.2 ± 16.3	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness - AT-CSA - AT UTC	- Proprioceptive ability (AMEDA) - Dynamic postural balance (Y balance Test) - Triple hop distance test - Hip abduction isometric test	- LDR AT-Thickness (cm) 0.6 ± 0.1 - Trail AT-Thickness (cm): 0.5 ± 0.1 - LDR AT-CSA (cm ²) 0.5 (0.4-0.6) - Trail AT-CSA (cm ²) 0.5 (0.4-0.6) - No significant differences for thickness and CSA
Devaprakash et al (2020)	Trained elite LDR n = 16 (10 M, 6 F) 25.2 ± 5.0 years 175.5 ± 7.3 cm 64.4 ± 8.4 kg BMI: 20.9 ± 1.8 Kg/m ² Healthy controls n = 16 (11 M, 5 F) 30.3 ± 4.9 years 172.4 ± 10.5 cm 71 ± 16.8 kg BMI: 23.8 ± 4.5 Kg/m ²	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT length - AT strain - AT stress - AT elongation - AT stiffness and Young's modulus - AT force - AT torque **Measured by RNM		- AT-CSA significantly larger in LDR
Hulfish et al (2018)	Competitive runners n = 22(12 M, 10 F) 19 ± 1.5 years BMI: 20.3 ± 1.6 Kg/m ² Untrained subjects n = 12(5 M, 7 F) 25 ± 2 years BMI: 23.8 ± 2.4 Kg/m ²	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness - AT structure - Collagen organization - Echogenicity	- VISA-A - Foot strike pattern - Neovascularity	- AT-Thickness 48% greater in competitive runners
Kongsgaard et al (2005)	Elite LDR n = 8 M 28.6 ± 2.2 years 182.4 ± 2.7 cm 69.5 ± 2.9 kg Elite volley players	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA (maximal, narrowest and Nrm to mass) - AT moment arm - AT peak tendon force - AT length	- Leg length - MVIC plantar flexion - Triceps Surae CSA	- LDR AT-CSA (mm ²) Maximal (106 ± 8.6), Narrowest (55.1 ± 2.1) - LDR larger Nrm AT-CSA than kayak and rupture subjects

	n = 8 M 25.3 ± 0.8 years 193.8 ± 2.8 cm 89.5 ± 2.6 kg Elite Kayak players n = 9 M 20.5 ± 1.1 years 181.9 ± 1.3 cm 79.9 ± 1.9 kg AT rupture patients n = 6 M 31.0 ± 0.7 years 181.5 ± 2.8 cm 86.0 ± 6.3 kg		- Maximal AT force - Peak AT stress		- LDR narrowest Nrm AT-CSA higher than kayak and rupture subjects - The narrowest AT-CSA correlated to maximal AT force
Kubo et al (2010)	LDR n = 12 M 20.3 ± 1.1 years 171.0 ± 4.7 cm 57.3 ± 3.5 Kg Untrained subjects n = 21 M 21.2 ± 1.8 years 172.2 ± 5.6 cm 64.5 ± 5.9 Kg	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness (Abs and Nrm to mass) - PT-Thickness (Abs and Nrm to mass) - AT and PT elongation - AT and PT stiffness	- Muscle thickness (knee extensors and plantar flexors) - MVIC (knee extensors and plantar flexors) - Resting twitch properties - Neural activation level	-LDR thickness (mm): PT: 3.24 ± 0.37, AT: 4.65 ± 0.57 -Untrained thickness (mm): PT: 3.36 ± 0.36, AT 4.67 ± 0.56 - Nrm AT and PT thickness greater in LDR - No differences in Abs both tendon thickness.
Kubo et al (2011)	100-m sprinters n = 15 M 20.8 ± 1.0 years 174.5 ± 4.3 cm 67.6 ± 5.3 Kg Untrained subjects n = 15 M 20.7 ± 1.8 years 173.1 ± 4.2 cm 70.2 ± 7.7 Kg	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness - PT-Thickness - AT and PT elongation - AT and PT stiffness	- Muscle thickness (knee extensors and plantar flexors) - MVIC (knee extensors and plantar flexors) - Running performance	-Runners thickness (mm): PT: 3.15 ± 0.47, AT: 4.28 ± 0.54 - Untrained thickness (mm): PT: 3.27 ± 0.50, AT: 4.34 ± 0.63 -No differences in tendon thickness -No significant correlations between best 100-m record and tendon thickness
Kubo et al (2015a)	Faster LDR n = 32 M 20.4 ± 1.2 years 171.1 ± 4.5 cm 56.7 ± 3.5 Kg Experience 7.7 ± 1.9 years Slower LDR	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness - PT-Thickness - AT and PT elongation - AT and PT stiffness - At and PT strain	- Muscle thickness (knee extensors and plantar flexors) - MVIC (knee extensors and plantar flexors) - Running performance	- Faster Thickness (mm): PT: 4.9 ± 0.5, AT: 3.2 ± 0.4 - Slower Thickness (mm): PT: 5.1 ± 0.6, AT: 3.1 ± 0.4

	n = 32 M 20.3 ± 1.0 years 170.5 ± 5.6 cm 58.3 ± 4.8 Kg Experience: 6.8 ± 2.9 years				-No differences in tendon thickness -No significant correlations between the best 5000m record and tendon thickness
Kubo et al (2015c)	LDR n = 20 M 20.4 ± 1.0 years 171.2 ± 4.8 cm 57.4 ± 4.6 Kg Untrained subjects n = 24 M 22.2 ± 3.6 years 172.3 ± 5.5 cm 66.4 ± 8.1 Kg	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA (Abs and Nrm to mass) - AT stiffness - AT elongation	- Muscle thickness plantar flexors - Passive and Active muscle stiffness - MVIC plantar flexors - EMG plantar flexors	- LDR AT-CSA (mm ²). Abs: 74.4 ± 10.7, Nrm: 4.99 ± 0.72 - Untrained AT-CSA (mm ²). Abs: 73.5 ± 11.6, Nrm: 4.48 ± 0.63 - Nrm AT-CSA higher in LDR
Kubo et al (2017)	Sprinters n = 14 M 20.7 ± 1.1 years 173.2 ± 5.5 cm 65.4 ± 4.3 Kg Untrained subjects n = 24 M 22.2 ± 3.6 years 172.3 ± 5.5 cm 66.4 ± 8.1 Kg	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT stiffness - AT elongation	- Muscle thickness plantar flexors - Muscle fascicle length - Pennation angle - Active muscle stiffness - MVIC plantar flexors - Twitch properties	- Sprinters AT-CSA (mm ²): 74.0 ± 12.0 - Untrained AT-CSA (mm ²): 73.5 ± 11.6 - AT-CSA no differences
Kudron et al (2020)	Pro CCR n = 27 (11 M, 16 F) 19.5 ± 1.4 years 67.2 ± 3.4 in 127.6 ± 18.1 lb BMI: 19.8 ± 1.5 kg/m ² Miles/wk: 64.1 ± 21.6	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness - AT-CSA - AT structure	- Dominant vs Non dominant side - Demographic characteristics	- Non dominant AT-CSA (cm ²): 0.71 ± 0.17 - Dominant AT-CSA (cm ²): 0.74 ± 0.19 - Non dominant AT-Thickness (cm): 0.56 ± 0.1 - Dominant AT-thickness (cm): 0.53 ± 0.09 - Positive correlation height and weight with AT-CSA - Positive correlation Miles/wk with AT-CSA and thickness

					- Males larger AT-CSA - Underweight subjects smaller AT-CSA
Kunimasa et al (2014)	Kenyan LDR n = 22 M 21.9 ± 4.5 years 1.74 ± 0.06 m 57.2 ± 4.8 Kg BMI 18.9 ± 1.5 Kg/m ² Japanese LDR n = 22 M 20.2 ± 2.2 years 1.73 ± 0.05 m 56.9 ± 4.6 Kg BMI 19.0 ± 0.9 Kg/m ²	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT moment arm	- Running performance - Thigh length - Leg length - Forefoot length - Gastrocnemius-AT length - Soleus-AT length	- Kenyan AT-CSA (mm ²): 60.5 ± 9.3 - Japanese AT-CSA (mm ²): 53.6 ± 9.8 - AT-CSA higher in Kenyan
Magnusson et al (2003)	Runners n = 6 M 36 ± 7 years 1.84 ± 0.05 m 70.9 ± 4.4 Kg Control no runners n = 6 M 34 ± 3 years 1.81 ± 0.02 m 81.2 ± 8.7 Kg	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA : 7 sites from 10mm to 70mm to calcaneus		- Runners greater AT-CSA at 10, 20, 30 and 40 mm sites
Rosager et al (2002)	LDR n = 5 M 34 ± 6 years 1.82 ± 0.09 m 72.1 ± 4.6 kg Control no runners n = 5 M 33 ± 8 years 1.80 ± 0.03 m 82.2 ± 4.2 kg	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT length - AT strain - AT stress - AT displacement - AT stiffness and Young's modulus - AT moment arm	- EMG flexor and extensor ankle muscles - Angular ankle joint motion - Maximal dorsiflexion moment	- AT-CSA larger in LDR
Salinero et al 2020	Marathon runners n = 96 M 42.0 ± 9.6 years 175 ± 6 cm 73.7 ± 8.6 kg Non-active people n = 47 39.9 ± 11.6 years 176 ± 7 cm	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT-Thickness	- Ankle dorsal flexion angle - Marathon performance - Running experience	- Runners AT-CSA (mm ²) 60.74 ± 14.41 - Control AT-CSA (mm ²): 53.62 ± 9.90 - AT-CSA significant greater in Runners - Runners AT-thickness (mm) 4.85 ± 0.75

	79.6 ± 16.1 kg				- Control AT-thickness (mm): 4.60 ± 0.66 - AT-Thickness significant greater in Runners - AT-CSA and thickness correlates with body mass only in controls -AT-CSA and thickness correlates with height -AT-thickness correlates with years of running experience.
Shiotani et al (2020)	Amateur LDR n = 10 M 22.0 ± 0.7 years 1.68 ± 0.04 m 55.5 ± 4.2 Kg BMI: 19.6 ± 1.2 Kg/m ² Experience: 11.0 ± 2.2 years Km/wk: 43.7 ± 35.4 Untrained subjects n = 10 M 22.5 ± 1.4. years 1.70 ± 0.05 m 58.4 ± 5.6 Kg BMI: 20.3 ± 1.7 Kg/m ²	Unilateral crossover Laboratory conditions *4 <i>measurements during 10Km test: pre, 30',60', post</i>	- PF-thickness: 3 sites: proximal (in the proximity to the calcaneus), middle (level of navicular tuberosity) and distal (proximity to the second metatarsal head) - PF stiffness	- Foot length - Dorsal height - Navicular height - Arch height ratio - Navicular drop - FSP	- PF-thickness higher in runners at proximal site but not significant
Wiesinger et al (2016)	Pro ski jumpers n = 10 M 22.2 ± 2.9 years 176.3 ± 4.5 cm 64.3 ± 3.9 Kg BMI: 20.7 ± 1.0 Kg/m ² Pro LDR n = 10 M 31.5 ± 4.6 years 180.9 ± 8.2 cm 72.8 ± 7.6 Kg BMI: 22.2 ± 1.7 Kg/m ² elite water polo players	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT and PT CSA - AT and PT length - AT and PT stiffness - AT and PT stress - AT and PT strain - AT and PT Young's module	- MVIC knee flexors and extensors - MVIC ankle flexors and extensors	- LDR CSA (cm ²): PT: 1.1 ± 0.1, AT: 0.7 ± 0.1 - PT-CSA (Nrm to mass and abs) higher in LDR than water polo and sedentary - AT-CSA higher in LDR than in water polo - Nrm to mass AT-CSA higher in LDR than sedentary

n = 10 M

24.2 ± 3.2 years

182.4 ± 6.5 cm

84.3 ± 10.8 Kg

BMI: 25.3 ± 2.8 Kg/m²

sedentary individuals

n = 10 M

31.0 ± 5.1 years

182.9 ± 7.2 cm

83.9 ± 12.3 Kg

BMI: 25.0 ± 2.8 Kg/m²

Abbreviations: LDR: Long distance runners, BMI: Body mass Index, Wk: Week, AT: Achilles Tendon, CSA: Cross-sectional area, UTC: Ultrasonographic tissue characterization NMR: Nuclear Magnetic Resonance, Nrm: Normalized, Abs: Absolute, MVIC: Maximal voluntary isometric contraction, PT: Patellar tendon, CCR: Cross country runners, EMG: Electromyography, PF: Plantar fascia, FSP: Foot strike pattern.

Running biomechanics variables

In relation to biomechanics variables, 10 studies were included. The morphologic characteristics of the AT were analysed by 9 studies (14, 19, 43-49). The AT morphologic characteristics were assessed in relation to foot strike pattern (45, 46) and the influence of the footwear (i.e., traditional versus minimalist shod) (44, 49). Farris et al (43) and Neves et al (47) studied the AT differences pre and post 10-min and 30-min running bouts, respectively. Other aspects that have been studied in relation with AT morphologic characteristics are: lower limb stiffness (19), cross country season (48), foot characteristics (49), running energy cost and running performance (14).

Finally, two studies assessed the relation of the PF-Thickness with running variables. Chen et al (50) analysed the relation between PF-Thickness and foot strike pattern, while Zhang et al (49) assessed the relation between footwear characteristics and PF-Thickness.

In terms of running biomechanics variables any study assessed the morphologic characteristics of the PT.

Tabla 4. Running biomechanics variables and morphological characteristics of the connective tissue

Study	Subject Description	Study design	Connective tissue morphologic measures	Other outcome measures	Results
Chen et al (2019)	Amateur LDR RFS n=21 25,14 ± 4,74 years BMI: 22,32 ± 2,31 Kg/m ² Km/wk: 44.58 ± 24.53 Amateur LDR FFS n=14 26.85 ± 4.50 years BMI: 21.42 ± 1.29 Kg/m ² Km/wk: 43.95 ± 25.73	Unilateral crossover Laboratory conditions	- PF-thickness - PF shear wave velocity - Hypoechogenicity	- FSP	- RFS PF-thickness (mm): 3.08 ± 0.35 - FFS PF-Thickness (mm): 3.41 ± 0.89 - PF-Thickness no significant differences
Farris et al (2012)	Amateur LDR n = 12 M 27 ± 5 years 1.79 ± 0.06 m 78.6 ± 8.4 kg	Repeated Measures Laboratory conditions * Run 30' at 12km/h	- AT-CSA (pre and post 30'run) - AT stiffness - AT force -AT length and strain: T1 (1'), T2 (15') and T3 (30')	- Ankle ROM - Running Kinematics - Hoping Kinematics	Pre running AT-CSA (mm ²) 43±8 -Post running AT-CSA (mm ²) 41±8 - AT-CSA no significant differences
Histen et al (2016)	Traditionally shod LDR n = 17 (11 M, 6 F) 25.3 ± 6.5 years 165.1 ± 8.9 cm 67.3± 11.9 kg Miles/wk: 18.6 ± 6.7 Minimalist LDR n = 14 (12 M, 2 F) 30.1 ± 9.1 years 166.6 ± 8.5 cm 73.1± 7.8 kg Miles/wk: 24.1 ± 9.9	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT CSA - AT length - Tendon force - Tendon stress - Tendon elongation - Tendon strain - Tendon stiffness - Young's modulus	Traditionally/ Minimalist Shod	- Traditional AT-CSA (mm ²): 67.4 ± 8.5 - Minimalist AT-CSA (mm ²): 76.6 ± 7.7 - Minimalist runners significant greater AT CSA
Kernozek et al (2018)	RFS Runners n = 17 F 21.9 ± 1.5 years 1.70 ± 0.03 m 59.2 ± 6.5 Kg No RFS Runners n = 18 F 21.6 ± 1.2 years	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT stress	- RFS / No RFS - Cadence - Step length	- RFS AT-CSA (cm ²): 0.355 ± 0.02 - No RFS AT-CSA (cm ²): 0.359 ± 0.02 - No significant differences

		1.69 ± 0.07 m			
		61.4 ± 6.9 Kg			
Kubo et al (2015b)	41 trained LDR FFP n = 12 M 20.4 ± 1.3 years 169.8 ± 5.2 cm 57.1 ± 4.7 Kg Experience: 6.5 ± 1.9 years MSP n = 12 M 20.6 ± 1.3 years 170.7 ± 4.9 cm 56.7 ± 4.0 Kg Experience: 8.4 ± 2.0 years RFS n = 17 M 20.6 ± 1.0 years 170.9 ± 5.6 cm 58.5 ± 4.2 Kg Experience: 7.3 ± 3.3 years	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT elongation - AT stiffness - AT strain	- FSP - MVIC plantar flexors - Athletic level	- FSP AT-CSA (mm ²): 74.8 ± 10.6 - MSP AT-CSA (mm ²): 75.7 ± 11.7 - RFS AT-CSA (mm ²): 76.2 ± 12.6 - AT-CSA no significant differences
Monte et al (2020)	LDR n = 32 M 37.9 ± 13.0 years 70.7 ± 7.8 Kg 1.76 ± 0.06 m Experience: 9.5±8.9 years Workout: 3.7±1.8 days/week Km/wk: 43.7 ± 21.4	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA - AT length	- Kinematic parameters: CT, FT, SF, SL, RV, - Spring mass model parameters: vertical force, trochanter vertical displacement, leg spring compression, Kleg, Kvert - Metabolic parameters pulmonary ventilation; Vo ₂ , HR, respiratory exchange ratio, energy cost of running, - Half marathon pace	- AT-CSA (cm ²) 0.65 ± 0.15 - AT-CSA positive correlation with Kvert and RV
Neves et al (2014)	LDR n = 20 F 20.7 ± 1.8 years 1.65 ± 0.06 m	Repeated Measures Laboratory conditions	- AT-CSA	- 3D Kinematics	- Pre-run average AT-CSA: 0.39 cm ² -Post-run average AT-CSA: 0.36 cm ²

	60.5 ± 7.2 Kg				- AT-CSA significant decrease
	Km/wk: 26.8 ± 12.1	*Pre/Post 10': 7mph at 0%, 5.5 mph at +6% and 5mph at - 6% grade			
Sponbeck et al (2017)	Pro CCR n = 24 (8 M, 16 F) 19.88 ± 2.12 years 168.92 ± 17.16 cm 61.32 ± 20.15 kg Experience: 6.44 ± 5.54 years Run collegiately: 2.56 ± 1.54 years	Repeated Measures Laboratory conditions *4 measures: - Before season - 3weeks - 6weeks - End season (3-5 weeks)	- AT-CSA	- AT-Pain	- AT CSA significantly increased in the 3 and 6 weeks - AT-CSA no difference between the post and pre-season - Sex and mass were significant covariates
Ueno et al (2017)	Japan well-trained LDR n = 30 M 20.2 ± 2.9 years 169 ± 4.7 cm 54.1 ± 3.4 Kg BMI: 18.7 ± 1.1 Kg/m ²	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-CSA (Abs and nrm to mass) - AT length (Abs and Nrm to leg length)	-Energy cost at 14, 16 and 18km/h - Best 5000m record	- AT-CSA (mm ²): 111.2 ± 17.0 - No correlation AT-CSA and best 5000-m - No correlation AT-CSA and energy cost
Zhang et al (2018)	Amateur neutral LDR n = 11 (7 M, 4 F) 24.6 ± 6.0 years BMI: 22.7 ± 2.3 kg/m ² Km/wk: 23.6 ± 10.5 Amateur MCS LDR n = 10 (6 M, 4 F) 27.9 ± 8.5 years BMI: 21.4 ± 2.0 kg/m ² Km/wk: 26.4 ± 17.3 Amateur minimalistic LDR n = 7 (5 M, 2 F) 28.3 ± 8.4 years BMI: 22.2 ± 2.3 kg/m ² Km/wk: 25.4 ± 15.0 Amateur shoe insole LDR n = 7 (3 M, 4 F) 25.1 ± 5.2 years	Unilateral crossover Laboratory conditions	- PF-thickness: (proximal, middle and distal) - AT-Thickness	- FPI - Arch height - Shoe properties - CSA and Thickness of foot muscles - Heel pad thickness	- Neutral AT- thickness (mm): 4.2 ± 0.5 - MCS AT-thickness (mm): 4.5 ± 0.4 - Minimalistic AT-thickness (mm): 4.6 ± 0.4 - Insole AT-thickness (mm): 4.2 ± 0.2 - Neutral Proximal PF (mm): 3.2 ± 0.4 - MCS Proximal PF (mm): 3.3 ± 0.2 - Minimalistic Proximal PF (mm): 2.9 ± 0.1 - Insole Proximal PF (mm): 3.0 ± 0.2 - Neutral Middle PF (mm): 1.7 ± 0.2 - MCS Middle PF (mm): 1.9 ± 0.3

BMI: $21.7 \pm 1.9 \text{ kg/m}^2$

Km/wk: 26.2 ± 9.9

- Minimalistic Middle PF (mm): 1.7 ± 0.2
 - Insole Middle PF (mm): 1.7 ± 0.2
 - Neutral Distal PF (mm): 0.9 ± 0.1
 - MCS Distal PF (mm): 0.9 ± 0.1
 - Minimalistic Distal PF (mm): 0.9 ± 0.1
 - Insole Distal PF (mm): 0.8 ± 0.1
 - Minimalistic 10% thicker AT compared to neutral shoe and insole
 - Minimalistic 9% and 12% thinner proximal PF than neutral and MCS respectively

Abbreviations: LDR: Long distance runners, FSP: Foot strike pattern, RFS: Rear-foot strike pattern, FFS: Forefoot strike pattern, MSP: Midfoot strike pattern, Wk: Week, PF: Plantar fascia, BMI: Body mass Index, AT: Achilles Tendon, CSA: Cross-sectional area, CCR: Cross country runners, Nrm: Normalized, Abs: Absolute, CT (contact time), FT (flight time), SF (Step frequency), SL (step length), RV (running velocity), Kleg (leg stiffness), Kvert (vertical stiffness), HR (Heart Rate), MCS: Motion control shod, FPI: Foot posture index, MVIC: Maximal voluntary isometric contraction

Tendon Pathology

In relation with tendon pathology, 8 studies were included. The AT morphologic characteristics and tendon pathology variables were analysed by 7 studies (51-57).

Morphologic characteristics of the PT (52) and PF (58) were studied in relation with tendon pathology variables.

Tabla 5. Tendon pathology and morphological characteristics of the connective tissue

Study	Subject Description	Study design	Connective tissue morphologic measures	Other outcome measures	Results
Freund et al (2019)	LDR n = 22 (20 M, 2 F) 49.1 ± 11.5 years 1.74 ± 0.09 m 70.9 ± 11.3 Kg (Trans Europe Foot Race 4487Km).	Repeated measures Laboratory conditions *Run 4487 Km. Each 1000 Km or after abortion of the run	- AT-thickness	- SI at AT insertion, mid-portion and at site of lesion - Distance lesion from AT insertion - Number of new lesions - Highest intraosseous SI in any foot bone - N° of bone bruises /subchondral or osseous lesions - SI of FP was rated	- AT-thickness baseline (mm) 6.8 ± 0.37 - Larger differences on the right side: SI of the AT insertion, the SI of the plantar aponeurosis - Finishers and no finishers showed significant differences at the beginning only in the SI of the PF
Hagan et al (2018)	Collegiate CCR n = 22 (13 M, 9 F) 19 ± 1.5years 172 ± 7 cm 60.4 ± 8 Kg Healthy controls n = 11 (1M, 10 F) 24 ± 5.1 years 163 ± 7.32 cm 59.1 ± 11.6 Kg	Repeated Measures Laboratory conditions *(S1)1 wk before start trainings (S2) 1 wk after the season conclusion (S3) 1 wk before season conclusion	- AT-Thickness - PT-Thickness - Collagen alignment - Tendon structure	- VISA-A - Neovascularity	- AT TS not confirmed by ultrasound and VISA-A. - CCR lower tendon alignment. - Tendon thickness no changes in the CCR - Tendon collagen alignment improves at S3 compared with S2 - CCR underwent remodelling of both the AT and PT without TS
Hall et al (2015)	Asym runners n = 39 (20M, 19 F) 39.3 (20–67) years 171.2 (152.4– 190.5) cm 66.0 (52.2–88.2) Kg BMI: 22.2 (18.7–26.4) Kg/m ²	Unilateral crossover Laboratory conditions	- PF-thickness - Plantar heel pad thickness and compressibility - PF appearance	- Shoe type preference - Neovascularity	- PF-thicknesses (mm): Right 3.78 (2.4–7.0), Left 3.87 (2.3–6.7). - Neovascularity in 31% PF, and 44% runners. - 35% of heels among 41% of runners showed a thickener PF (>4mm). - 52% of PF normal texture.
Hirschmuller et al (2012)	Asym runners n = 634 (425 M, 209 F)	Repeated Measures	- AT-thickness	- Neovascularity	- AT-Thickness (mm): 5.6±1.1

	41 ± 11.2 years 175.8 ± 8.7 cm 71.3 ± 11.1 Kg BMI: 23 ± 2.4 Kg/m ² Km/wk: 39 ± 2.4	Laboratory conditions * 1 year prospective	- Spindle shaped thickening - Echogenicity	- Training volume - Medical history - AT symptoms	- Echogenicity: 15% Hypo, 2% Hyper. - Neovascularity: 40% - 61 subjects new AT symptoms: 29 mid- portion tendinopathy, 3 insertion tendinopathy, 29 unspecific pain. -AT thickness significantly greater in mid-portion tendinopathy - Neovascularization significant increased risk of developing mid- portion tendinopathy - Neovascularization greatest positive predictive value for mid- portion tendinopathy
Lieberthal et al (2019)	LDR n = 37 M 36.0 (32.0-42.0) years 180.0 (174.0-183.5) cm 77.4 (73.8-83.4) Kg	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness - AT normal / AT abnormal (US findings)	- Standing Lunge Test - Straight Knee dorsal flexion test - Running years - Mileage - Sessions/wk - N° Marathons or Half Marathons	- 48 Normal AT, 26 abnormal AT. - AT-Thickness (mm): Normal AT 5.4 ± 0.8, Abnormal AT 4.7 ± 0.5 - Abnormal AT significantly more years of running
Ooi et al (2015)	Marathon runners n = 21 (13 M, 8F) 37.1 ± 11.3 years 1.75 ± 0.08 m 70.0 ± 11.6 Kg BMI: 22.6 ± 2.4 Kg/m ² Control n = 20 (12 M, 8 F) 37.5 ± 12.3 years 1.73 ± 0.09 m 72.4 ± 11.8 Kg BMI: 23.9 ± 1.9 Kg/m ²	Repeated Measures Laboratory conditions *Pre and post marathon	- AT-Thickness - AT-CSA - Echogenicity - Elastography	- VISA-A - Neovascularity	- Pre AT-thickness (mm): Runners 0.46 ± 0.05 / Control 0.52 ± 0.07 - Pre AT-CSA (mm ²): Runners 0.50 ± 0.09 Control 0.57 ± 0.11 - Pre AT-CSA and AT- Thickness significant higher in runners - Hypoechogenicity significant higher in runners - No significant changes in AT-thickness and CSA post marathon - Marathon induced a significant increase in

					intratendinous neovascularity - 75% of neovascularity go normal after 4-6wk.
Shaikh et al (2012)	Pro LDR n = 25 (19 M, 6 F) 34.2 ± 13.0 years 1.74 ± 0.08 m 69.68 ± 9.39 Kg BMI: 22.82 ± 1.71 Kg/m ² Controls n = 25 (19 M, 6 F) 31.3 ± 15.1 years 1.68 ± 0.08 m 66.16 ± 15.39 Kg BMI: 23.36 ± 4.1 Kg/m ²	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness: 3 sites: CI, MT, MTJ	- Neovascularity - AT symptoms	- LDR MTJ AT- Thickness significant higher - LDR CI and MT AT- Thickness higher but no significant - LDR AT more symptoms -Signs of tendinopathy: 36 % LDR AT and 4 % control AT
Tillander et al (2019)	Amateur LDR N = 21 (15 M, 6 F) 47.5 ± 6.3 years BMI: 23.3 ± 2.0 Kg/m ² Km/wk: 28.8 ± 13.5	Unilateral crossover Laboratory conditions	- AT-Thickness (Max and 30mm to calcaneus) - AT structure	- Neovascularity - Tendinosis and bursitis: Yes/No - VISA-A	- Max AT-Thickness (mm): Asym: 5.7 ± 1.0, Sym 6.7 ± 0.8 - 30mm AT-Thickness (mm): Asym 4.5 ± 0.8, Sym 5.9 ± 0.8 - Sym AT were thicker than Asym

Abbreviations: LDR: Long distance runners, AT: Achilles Tendon, PT: Patellar tendon, PF: Plantar fascia, SI: Signal intensity, CCR: Cross country runners, Wk: week, TS: Tendinopathy symptoms, BMI: Body mass Index, Asym: Asymptomatic, Sym: Symptomatic, US: Ultrasounds, CSA: Cross-sectional area, CI: Calcaneus insertion, MT: Midtendon, MTJ: Musculotendinous junction

DISCUSSION

The purpose of this systematic review was to critically analyze the literature that has considered the morphologic characteristics of the lower limb connective tissue (i.e., thickness and CSA) and its influence on running biomechanics and tendon pathology variables in runners. After the systematic analysis described above, thirty-four studies were included. In order to assess the methodological quality of these studies, the modified Downs and Black scale (30) was used in which all the studies reported, at least, 8 points out of a total of 14. In order to obtain a better thematic and visual understanding, the results were shown in relation to 3 aspects: sample characteristics, running biomechanics variables and tendon pathology.

Sample characteristics

In relation with sample characteristics, the main variable that correlates with the morphology of the connective tissue is the running condition. In this way, runners showed higher tendons in terms of CSA and thickness than untrained people or other sports people. Other variables that positively correlate with the morphologic characteristics of the connective tissue are the ethnic, weight, height, sex and running performance.

For the AT characteristics, a large majority of the studies showed that runners had greater AT-CSA and AT-thickness compared to untrained subjects (16, 17, 31-36). Although some studies did not found differences (2, 3), in both studies, Kubo et al studied sprinters (2, 3), while the rest of the studies assessed long distance-runners (16, 17, 31-36). It seems that running specialty might determine whether there exist differences, in terms of AT morphologic characteristics, between runners and untrained subjects. Thereby, long-distance runners apparently show higher CSA and thickness in such tendon. The greater weekly mileage run by these runners, and therefore a repeated load for a longer time, might justify why these differences occur in long-distance runners and not in sprinters.

In relation with the PT, Kubo et al (17) and Wiesinger et al (36) showed higher thickness and CSA, respectively, in long-distance runners compared to untrained subjects showing no differences for sprinters (2). Therefore, as already mentioned, running specialty seems to be determinant when analyzing differences of the tendon morphologic characteristics between runners and untrained subjects.

It is worth mentioning that both thickness and CSA values were normalized to the body mass in some studies (16, 17, 36). In fact, in two of these studies (16, 17), the differences between runners and controls only happened for values normalized to body mass and not for absolute values. This finding highlights the importance of normalizing these values (i.e., thickness and CSA) in relation to the body mass when these characteristics are correlated with other variables, especially when the sample characteristics are not very homogenous.

From all the studies considered, only one assessed the PF morphologic characteristics between runners and untrained people (42). Greater thickness was found among runners, but the results were no significant. The lack of consistency of the results and the reduced number of studies suggest that further research is needed to deepen the understanding in relation to the aforementioned structure.

The current literature shows that the thickness and CSA of the AT and PT were higher in long distance runners than untrained people suggesting that the chronic exposure of these tendons to repetitive impacts has resulted in significant tissue adaptation. When comparing with other sports, it seems that this chronic exposure to repetitive loading may explain why kayakers (37) and water-polo players (36), with less lower-limb tendon load, showed smaller AT-CSA and PT-CSA than long distance runners. These differences do not occur in sports with a higher AT and PT load such as volley-ball (37) or ski-jump (36).

As mentioned above, there are other variables that are less studied (i.e., ethnics, weight, height, sex and running experience), which seem to show a positive correlation with the morphology of the connective tissue in runners. Kenyan runners had a higher AT-CSA than their Japanese counterparts (41). AT-CSA showed a positive correlation with height (35, 40), weight (40) and sex (i.e., males larger values) (40), while AT-Thickness correlates positively with height (35). Again, the repetitive loading over tendon appears as an influencing factor, since both running experience and kilometers run per week positively correlate with AT-CSA (40) and AT-Thickness (35, 40).

Considering the results, the exposure of the tendons to repetitive loading appears to be the main influencing factor on tendon characteristics. But not exclusively the load, but also the time that load has been repeated seems to be influential. The tendons of the sprinters bear high loads, but such loads are not as repeated in time as in the case of long-distance runners. Thus, the chronicity exposure to repetitive loading seems to be key when analyzing differences of the tendon morphologic characteristics between runners and untrained people. To the best of the authors' knowledge, these differences remain uncertain and not well understood by professional and amateur runners. It would be worth analyzing whether tendon morphological characteristics is dependent upon training level within the same sport.

Other possible influencing factors that were studied but that did not show a significant relationship with the morphological characteristics of the connective tissue were running surface (38), running performance (39) and dominant side (40). The studies that have evaluated these aspects are few, so the scientific evidence is limited.

Running biomechanics variables

The two main running biomechanics variables that were analysed were the FSP (45, 46) and the footwear (44, 49). However, the results of these studies are controversial. FSP and footwear are closely related as it is known that runners wearing minimalist shoes typically show a forefoot strike pattern while runners using traditional footwear usually collide with the ground with the heel first (59). However, there is no consensus about the relation of these variables and the AT morphologic characteristics. While some studies supported those minimalist runners showed larger AT-CSA (44) and AT-Thickness (49), other studies did not find any differences between AT characteristics and foot strike pattern (45, 46). The fact that minimalist runners demand more the AT (60) could explain why these tendons are larger. Again, the loading repetition would result in tendon adaptations. One study that did not find any differences between foot strike pattern and AT characteristics was the study of Kubo et al (46), where forefoot, midfoot and rearfoot strike patterns were compared. This fact could be explained because all the subjects of this study (46) were high level runners (i.e., best official 5000m record faster than 15'). Probably, the AT of all these highly trained subjects have been exposed to high repetitive loadings, regardless of the foot strike pattern, which could explain that no differences were found in relation to the foot strike pattern. The other study that did not find AT differences in relation with the foot strike pattern was Kernozek et al (45). In this study, females only formed the sample. This fact could be key to explain this lack of differences, since in other study, Joseph et al (61), found that greater AT adaptations, after a 6-month adaptation from traditional shod to minimalist shod, appeared only in males.

It seems that the chronic adaptations to the repetitive loading mentioned above also occurs acutely. It has been found that professional cross-country runners showed larger AT-CSA during cross country season, compared to pre-season and post-season (3-5 week after) (48). Therefore, these tendon adaptations could occur in a chronic way between subjects demanded to different loads (i.e., runners vs untrained people), but acute intra-subject differences would also appear in response to moments of the season with greater loads. However, when the immediate response to the load is evaluated, the results corresponding to the tendon morphology are again contradictory. While Neves et al (47) found a decrease in the AT-CSA after 10' run, no changes were found by Farris et al (43) after 30' run. More research seems necessary in this regard. It would also be interesting, when assessing the immediate adaptations of the tendon to the load, to take into account a factor that seems to influence such as the type of footwear.

Other running biomechanics variable, that showed a relation with tendon morphology is the lower limb stiffness, although this variable has been less studied. It seems that vertical stiffness (K_{vert}) has a positive correlation with AT-CSA (19) although further research is needed in this line.

Finally, only two studies (49, 50) analysed the relation between the PF morphologic characteristics and running biomechanics variables. The main finding in relation with this structure was that PF was thinner among runners using minimalist running shoes (49) .

An outstanding finding in relation with running biomechanics variables is that none of the studies considered here analysed the influence of the PT characteristics. The lack of studies on PT is striking as it is a basic structure in running biomechanics. It is known that during running the lower limb behaves such as a spring that continually compresses and decompresses (9). During such mechanism, a proper function of the knee is needed and consequently the PT characteristics would be decisive.

Tendon Pathology

Although eight studies assessed the connective tissue morphologic characteristics in relation with tendon pathology variables, only three of these studies (53, 54, 57) analysed the direct relation between these variables and the connective tissue characteristics. It was found that symptomatic AT were thicker compared to healthy AT (53, 57). Contrary to this finding, Lieberthal et al (54) showed that the AT with abnormal ultrasound findings were thinner than normal AT. Probably, the variable used in each of these studies to consider the tendon as a “pathological tendon” can explain the reason for these contradictory results. In relation with the pathology model of the tendinopathy, Cook et al (20) claimed that is a continuum. Thus, following this continuum, the tendinopathy process would comprise three states or phases: reactive tendinopathy, tendon disrepair and degenerative tendinopathy (20). In the first two phases, the presence of a thickening of the tendon structure is observed, while in the last of them the clinic of this tendon may show a thickening but also not occur (20). It would be worth knowing in which of these three phases were the subjects of the mentioned studies (53, 54, 57) as this could better explain why this thickening occurs or not. Additionally, it should be noted that one of the inclusion criteria of Lieberthal et al study was that the subjects must have run a marathon or half marathon in the last two years (54). The volume of kilometers

necessary to complete the training of such efforts is usually quite important. In fact, the number of weekly kilometers run by the participants in the study of Lieberthal et al (54) is almost double than that of the studies of Hirschmuller et al (53) as Tillander et al (57). It may happen that the participants of the study by Lieberthal et al (54), having run a greater number of kilometers and therefore a greater load on the tendon, will be in a more advanced stage of tendinopathy. This could correspond to that phase of degenerative tendinopathy in which the tendon does not necessarily appear thickened. As is explained by Cook et al (20), this last tendon pathology phase is characteristic of younger subjects or elite athletes with a chronically overloaded tendon, which is also a characteristic of the study sample of Lieberthal et al (54). Furthermore, as Cook et al explain in their recent update to their continuum model of tendon (59), not always all the pathologic and painful tendons show an altered ultrasound image.

Finally, only two studies (52, 58) analysed the PT and the PF in relation with pathology variables, without any significant result. Again, as in the previous sections, the main research focus was the AT. It would be interesting for future researchers to delve deeper into the influences and relationships of these structures, PT and PF.

CONCLUSIONS

The present systematic review about the morphologic characteristic of lower limb connective tissue and its influence in running biomechanics and tendon pathology variables of runners reveals that: [i] runners have higher AT and PT than control subjects (i.e., untrained subjects) whose tendons are demanded at lower loads. When the characteristics of the sample are not homogeneous, it seems important to analyze the differences with the normalized connective tissue values in relation to body mass. [ii] The footwear and Kvert seems to be the main running biomechanics variables that relate with the morphologic characteristics of the connective tissue. [iii] In relation to the tendons of runners that present tendinopathy, there is no consensus regarding whether these tendons are thicker or thinner. Scientific evidence seems to indicate that this fact will depend on the phase of tendinopathy in which it is found.

From a practical point of view, it seems clear that runners present larger tendons as adaptations to the repetitive loading stimulus. These adaptations might lead to better running performance, so coaches should consider how the training load affects the tendon

in order to optimize that adaptation. Especially, this attention to tendon adaptation should be a fundamental aspect in the training of amateur runners, whose tendons do not show such adaptations. However, when the running repetitive load is excessive, tendons might not be able to adapt properly increasing, thus, the likelihood of running related injuries. The ultrasonography is reliable method to control these morphologic tendon changes, and consequently assess these adaptations. Nevertheless, the clinicians should not consider this diagnostic imaging technique as an essential criteria, but rather as a complementary test, in the diagnosis of tendon pathology in runners. Given that tendon pathology may or may not present with morphological changes, detectable with ultrasound, the diagnosis of tendinopathy should be based on the tendon symptoms as well as its functional alteration.

REFERENCES

1. Kannus P. Structure of the tendon connective tissue. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2000;10(6):312-20.
2. Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tomita M, Okada M. Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. *Journal of applied biomechanics*. 2011;27(4):336-44.
3. Kubo K, Miyazaki D, Ikebukuro T, Yata H, Okada M, Tsunoda N. Active muscle and tendon stiffness of plantar flexors in sprinters. *Journal of sports sciences*. 2017;35(8):742-8.
4. Del Baño-Aledo ME, Martínez-Payá JJ, Ríos-Díaz J, Mejías-Suárez S, Serrano-Carmona S, de Groot-Ferrando A. Ultrasound measures of tendon thickness: Intra-rater, Inter-rater and Inter-machine reliability. (2240-4554 (Print)).
5. Stenroth L, Sefa S, Arokoski J, Töyräs J. Does Magnetic Resonance Imaging Provide Superior Reliability for Achilles and Patellar Tendon Cross-Sectional Area Measurements Compared with Ultrasound Imaging? (1879-291X (Electronic)).
6. Wang JH, Guo Q, Li B. Tendon biomechanics and mechanobiology--a minireview of basic concepts and recent advancements. *Journal of hand therapy : official journal of the American Society of Hand Therapists*. 2012;25(2):133-40; quiz 41.
7. Shaw HM, Vazquez OT, McGonagle D, Bydder G, Santer RM, Benjamin M. Development of the human Achilles tendon enthesis organ. *Journal of anatomy*. 2008;213(6):718-24.
8. Gruber M, Kramer A, Mulder E, Rittweger J. The Importance of Impact Loading and the Stretch Shortening Cycle for Spaceflight Countermeasures. *Frontiers in physiology*. 2019;10:311.
9. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of biomechanics*. 1990;23 Suppl 1:65-78.
10. Vogt M, Hoppeler HH. Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *Journal of applied physiology*. 2014;116(11):1446-54.

11. Fletcher JR, MacIntosh BR. Running Economy from a Muscle Energetics Perspective. *Frontiers in physiology*. 2017;8:433.
12. Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture*. 2007;25(3):380-4.
13. Hunter GR, McCarthy JP, Carter SJ, Bamman MM, Gaddy ES, Fisher G, et al. Muscle fiber type, Achilles tendon length, potentiation, and running economy. *Journal of strength and conditioning research*. 2015;29(5):1302-9.
14. Ueno H, Suga T, Takao K, Tanaka T, Misaki J, Miyake Y, et al. Relationship between Achilles tendon length and running performance in well-trained male endurance runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2018;28(2):446-51.
15. Gabaldon AM, Nelson FE, Roberts TJ. Relative shortening velocity in locomotor muscles: turkey ankle extensors operate at low $V/V(\max)$. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2008;294(1):R200-10.
16. Kubo K, Miyazaki D, Yamada K, Yata H, Shimoju S, Tsunoda N. Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. *Journal of biomechanics*. 2015;48(10):1937-43.
17. Kubo K, Tabata T, Ikebukuro T, Igarashi K, Yata H, Tsunoda N. Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(3):507-14.
18. Stanley LE, Lucero A, Mauntel TC, Kennedy M, Walker N, Marshall SW, et al. Achilles tendon adaptation in cross-country runners across a competitive season. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2018;28(1):303-10.
19. Monte A, Nardello F, Pavei G, Moro S, Festa L, Tarperi C, et al. Mechanical determinants of the energy cost of running at the half-marathon pace. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2020;60(2):198-205.
20. Cook JL, Purdam CR. Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. (1473-0480 (Electronic)).
21. Romero-Morales C, Martin-Llantino PJ, Calvo-Lobo C, Palomo-Lopez P, Lopez-Lopez D, Pareja-Galeano H, et al. Comparison of the sonographic features of the Achilles Tendon complex in patients with and without achilles tendinopathy: A case-control study.

Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine. 2019;35:122-6.

22. Lopes AD, Hespanhol Junior LC, Yeung SS, Costa LO. What are the main running-related musculoskeletal injuries? A Systematic Review. Sports medicine. 2012;42(10):891-905.

23. Knobloch K, Yoon U, Vogt PM. Acute and overuse injuries correlated to hours of training in master running athletes. Foot Ankle Int. 2008;29(7):671-6.

24. McKean KA, Manson NA, Stanish WD. Musculoskeletal injury in the masters runners. Clin J Sport Med. 2006;16(2):149-54.

25. Lorimer AV, Hume PA. Achilles tendon injury risk factors associated with running. Sports medicine. 2014;44(10):1459-72.

26. Magnan B, Bondi M, Pierantoni S, Samaila E. The pathogenesis of Achilles tendinopathy: a systematic review. Foot and ankle surgery : official journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons. 2014;20(3):154-9.

27. Kovacs B, Kobor I, Gyimes Z, Sebestyen O, Tihanyi J. Lower leg muscle-tendon unit characteristics are related to marathon running performance. Scientific reports. 2020;10(1):17870.

28. Munteanu SE, Barton CJ. Lower limb biomechanics during running in individuals with achilles tendinopathy: a systematic review. Journal of foot and ankle research. 2011;4:15.

29. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, Ioannidis JP, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. Annals of internal medicine. 2009;151(4):W-65-W-94.

30. Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. Journal of Epidemiology Community Health. 1998;52(6):377-84.

31. Devaprakash D, Obst SJ, Lloyd DG, Barrett RS, Kennedy B, Ball I, et al. The Free Achilles Tendon Is Shorter, Stiffer, Has Larger Cross-Sectional Area and Longer T2(*)

Relaxation Time in Trained Middle-Distance Runners Compared to Healthy Controls. *Frontiers in physiology*. 2020;11:965.

32. Hullfish TJ, Hagan KL, Casey E, Baxter JR. Achilles tendon structure differs between competitive distance runners and nonrunners despite no clinical signs or symptoms of midsubstance tendinopathy. *Journal of applied physiology*. 2018;125(2):453-8.

33. Magnusson SP, Kjaer M. Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol*. 2003;90(5-6):549-53.

34. Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M, Magnusson SP. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2002;12(2):90-8.

35. Salinero JJ, Lara B, Gutierrez-Hellin J, Gallo-Salazar C, Areces F, Jiménez F, et al. THICKNESS AND CROSS-SECTIONAL AREA OF THE ACHILLES TENDON IN MARATHON RUNNERS: A CROSS-SECTIONAL STUDY. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2020;26:391-5.

36. Wiesinger HP, Rieder F, Kisters A, Muller E, Seynnes OR. Are Sport-Specific Profiles of Tendon Stiffness and Cross-Sectional Area Determined by Structural or Functional Integrity? *PloS one*. 2016;11(6):e0158441.

37. Kongsgaard M, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of applied physiology*. 2005;99(5):1965-71.

38. Dar G, Waddington G, Stern M, Dotan N, Steinberg N. Differences Between Long Distance Road Runners and Trail Runners in Achilles Tendon Structure and Jumping and Balance Performance. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. 2019.

39. Kubo K MD, Shimoju S, Tsunoda N. Relationship between elastic properties of tendon structures and performance in long distance runners

European Journal of Applied Physiology. 2015;115:1725-33.

40. Kudron C, Carlson MJ, Meron A, Sridhar B, Brakke Holman R. Using Ultrasound Measurement of the Achilles Tendon in Asymptomatic Runners to Assist in Predicting

Tendinopathy. *Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*. 2020;39(3):491-6.

41. Kunimasa Y, Sano K, Oda T, Nicol C, Komi PV, Locatelli E, et al. Specific muscle-tendon architecture in elite Kenyan distance runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2014;24(4):e269-74.
42. Shiotani H, Mizokuchi T, Yamashita R, Naito M, Kawakami Y. Acute effects of long-distance running on mechanical and morphological properties of the human plantar fascia. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2020;30(8):1360-8.
43. Farris DJ, Trewartha G, McGuigan MP. The effects of a 30-min run on the mechanics of the human Achilles tendon. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112(2):653-60.
44. Histén K, Arntsen J, L'Hereux L, Heeren J, Wicki B, Saint S, et al. Achilles Tendon Properties of Minimalist and Traditionally Shod Runners. *Journal of sport rehabilitation*. 2017;26(2):159-64.
45. Kernozek TW, Knaus A, Rademaker T, Almonroeder TG. The effects of habitual foot strike patterns on Achilles tendon loading in female runners. *Gait Posture*. 2018;66:283-7.
46. Kubo N MD, Tanaka S, Shimoju S, Tsunoda N. Relationship between Achilles tendon properties and foot strike patterns in long distance runners. *Journal of Sports Science*. 2015;33(7):665-9.
47. Neves KA, Johnson AW, Hunter I, Myrer JW. Does achilles tendon cross sectional area differ after downhill, level and uphill running in trained runners? *Journal of sports science & medicine*. 2014;13(4):823-8.
48. Sponbeck JK, Perkins CL, Berg MJ, Rigby JH. Achilles Tendon Cross Sectional Area Changes Over a Division I NCAA Cross Country Season. *International journal of exercise science*. 2017;10(8):1226-34.
49. Zhang X, Delabastita T, Lissens J, De Beenhouwer F, Vanwanseele B. The morphology of foot soft tissues is associated with running shoe type in healthy recreational runners. *Journal of science and medicine in sport*. 2018;21(7):686-90.

50. Chen TL, Agresta CE, Lipps DB, Provenzano SG, Hafer JF, Wong DW, et al. Ultrasound elastographic assessment of plantar fascia in runners using rearfoot strike and forefoot strike. *Journal of biomechanics*. 2019;89:65-71.
51. Freund W, Weber F, Billich C, Schuetz UH. The foot in multistage ultra-marathon runners: experience in a cohort study of 22 participants of the Trans Europe Footrace Project with mobile MRI. *BMJ open*. 2012;2(3).
52. Hagan KL, Hullfish TJ, Casey E, Baxter JR. Tendon Structure Quantified using Ultrasound Imaging Differs Based on Location and Training Type. *Journal of applied physiology*. 2018.
53. Hirschmuller A, Frey V, Konstantinidis L, Baur H, Dickhuth HH, Sudkamp NP, et al. Prognostic value of Achilles tendon Doppler sonography in asymptomatic runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(2):199-205.
54. Lieberthal K, Paterson KL, Cook J, Kiss Z, Girdwood M, Bradshaw EJ. Prevalence and factors associated with asymptomatic Achilles tendon pathology in male distance runners. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2019;39:64-8.
55. Ooi CC, Schneider ME, Malliaras P, Counsel P, Connell DA. Prevalence of morphological and mechanical stiffness alterations of mid Achilles tendons in asymptomatic marathon runners before and after a competition. *Skeletal radiology*. 2015;44(8):1119-27.
56. Shaikh Z, Perry M, Morrissey D, Ahmad M, Del Buono A, Maffulli N. Achilles tendinopathy in club runners. *International journal of sports medicine*. 2012;33(5):390-4.
57. Tillander B, Gauffin H, Lyth J, Knutsson A, Timpka T. Symptomatic Achilles Tendons are Thicker than Asymptomatic Tendons on Ultrasound Examination in Recreational Long-Distance Runners. *Sports*. 2019;7(12).
58. Hall MM, Finnoff JT, Sayeed YA, Smith J. Sonographic Evaluation of the Plantar Heel in Asymptomatic Endurance Runners. *Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*. 2015;34(10):1861-71.

59. Cook JL, Rio E, Purdam CR, Docking SI. Revisiting the continuum model of tendon pathology: what is its merit in clinical practice and research? British journal of sports medicine. 2016;50(19):1187-91.

A 3D anatomical model of a male athlete in a drop jump pose. The model is semi-transparent, revealing the internal skeletal structure. The joints, specifically the knees and ankles, are highlighted with a bright red and orange glow, indicating areas of high stress or focus. The athlete's body is rendered in a dark blue color, and the background is a solid dark blue.

Artículo 2. Is There a Relationship Between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity During a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level

Alberto Rubio-Peñotén, Felipe García-Pinillos, Diego Jaén-Carrillo, Antonio Cartón-Llorente, Luis E. Roche-Seruendo



Article

Is There a Relationship between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity during a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level

Alberto Rubio-Peirotn ^{1,*}, Felipe Garcia-Pinillos ^{2,3}, Diego Jaén-Carrillo ¹, Antonio Cartón-Llorente ¹ and Luis E. Roche-Seruendo ¹

¹ Campus Universitario, Universidad San Jorge, Autov A23 km 299, Villanueva de Gállego, 50830 Zaragoza, Spain; djaen@usj.es (D.J.-C.); acarton@usj.es (A.C.-L.); leroche@usj.es (L.E.R.-S.)

² Department of Physical Education and Sports, Faculty of Sports Sciences, University of Granada, 18011 Granada, Spain; fegarpi@gmail.com

³ Department of Physical Education, Sports and Recreation, Universidad de La Frontera, Temuco 481230, Chile

* Correspondence: arubio@usj.es; Tel: +34-636-77-22-25



Citation: Rubio-Peirotn, A.; García-Pinillos, F.; Jaén-Carrillo, D.; Cartón-Llorente, A.; Roche-Seruendo, L.E. Is There a Relationship between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity during a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 1969. <https://doi.org/10.3390/ijerph18041969>

Academic Editor: Paul B. Tchounwou
Received: 29 January 2021
Accepted: 16 February 2021
Published: 18 February 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The influence of the morphologic characteristics of connective tissue, which plays an essential role during sports activities, on sporting tasks needs further research given the controversial findings reported in the literature. This study aimed at examining the relationship between lower limb connective tissue morphology and drop jump reactivity and determining the influence of sex and athletic performance level. A total of 30 men and 14 women, runners, executed 6 drop jumps (3 × 20 cm and 30 cm height respectively) and their thickness and cross-sectional area were recorded for Achilles and patellar tendons and plantar fascia. No significant results were found in the relationship between the morphology of the connective tissue and reactivity strength index for both sexes. Significant sex differences were found, while women showed greater values ($p < 0.005$) for Achilles tendon and plantar fascia; men showed greater values for reactivity strength index and drop jump performance ($p < 0.001$). The present study shows a limited relationship between connective tissue morphology and drop jump reactivity. Additionally, women showed greater normalized values for Achilles tendon and plantar fascia, and men showed greater reactivity strength index and jumping performance values. No relationships between athletic performance level and connective tissue were found.

Keywords: performance; running; tendon; ultrasound; jump reactivity

1. Introduction

The relationship between the anatomic structure and its function has been widely investigated. Determining whether the structure dictates the function, or this cause-consequence relation follows a bidirectional way is supported by previous work [1,2].

Given the determinant role of the connective tissue within this structure, especially the tendon, its influence on sports activities such as running and jumping has been examined previously [1,3]. It is suggested that tendon properties such as stiffness, thickness and cross-sectional area (CSA) constitute an important part of such sports tasks [4]. Monte et al. [4] showed that Achilles tendon (AT) CSA and length positively correlated with sprint running performance (with values of velocity, force and power). However, at the same time, the mechanical use influences the adaptation of that tendon. It has been shown that higher workloads can modify tendon stiffness reducing the effect caused by aging [2]. Therefore, regarding the structure–function relation, it seems that both structure and function can behave as cause and consequence.

One reason that might explain why the tendon is the spotlight of the study of the structure–function relationship is the process of energy transformation. It is well known the outstanding importance of the tendon structure during the process of store–release

energy, which allows the reduction of metabolic energy used and consequently increases the economy of sporting tasks such as running or jumping [5].

The stretch-shortening cycle (SSC) is one of the main neuromuscular mechanisms for such store–release energy process [6]. The SSC is characterized by a lengthening phase where the muscle is acting eccentrically followed by a concentric (shortening) phase [7]. The leg behaves like a spring which compresses and decompresses continually during the SSC [8,9]. Mechanical energy is stored by the muscle-tendon units over the leg-spring compression, represented by the eccentric phase of stance, whereas the concentric phase of stance releases part of the elastic energy stored [7]. Nevertheless, it has been proposed that without tendons, the muscle shortening speed during fast movements such as jumps would increase; consequently, the energy storage would decrease resulting in a lower outcome for a particular task (i.e., jumping) [5].

The reactivity strength index (RSI), which refers to the ability to switch rapidly from an eccentric to a concentric contraction, has supported its efficacy while measuring body explosive performance [10]. The RSI can be calculated from the ratio of flight time (FT) and contact time (CT) when performing a drop jump (DJ) [11]. DJ is required “to jump as high and as fast as possible” after landing, which is quite similar to plyometric exercises [12]. In this way, the RSI can be used to assess the performance of plyometric exercises [13]. It has been previously shown that some factors (i.e., sex) influence RSI, showing men greater values than women over different sports [14,15].

Moreover, sex differences are also present in the connective tissue morphology. Specifically, males demonstrated significantly larger AT-CSA than females [16]. This finding must be considered cautiously as, in many studies such as the one cited, tendon values were not normalized in relation to body mass, since if the samples are not homogeneous in relation to the body mass, the results after normalizing the tendon values in relation to the body mass might be different [3]. The influence of body mass should be considered when studying tendon properties, as it has been previously reported that subjects with lower body mass index exhibit lower AT-CSA [17].

Another factor that can relate to the morphologic characteristics of the connective tissue is the athletic performance level. Previous studies demonstrated that runners have a greater AT-CSA compared with sedentary or mildly active individuals [18,19]. However, to the authors' knowledge, this comparison has not been conducted in a homogeneous sample of amateur endurance runners considering the influence of the athletic performance level and sex difference, assessing the main tendons of the lower limb.

Based on the current literature, how sex and athletic performance level influence both connective tissue morphology and RSI seems to remain unclear. Therefore, the aim of this study is twofold: (i) to examine the relationship between the morphology of patellar tendon (PT), AT and plantar fascia (PF), and RSI during a DJ in amateur endurance runners; and (ii) to determine the influence of sex and athletic performance level on the morphology of the aforementioned structures and RSI during a DJ. Taking into account that previous studies [15,16] found that men showed both higher values of RSI and AT-CSA, we hypothesized that greater values of the connective tissue characteristics exhibit a greater RSI, and the variables of sex and athletic performance level influence this relationship. Additionally, given the differences in connective tissue in absolute values mentioned above, we also hypothesized that men would show greater values for normalized tendon thickness and CSA than women.

2. Materials and Methods

Subjects

A total of 44—30 men and 14 women—amateur endurance runners voluntarily participated in this study (age: 28.1 ± 6.9 years; height: 172.3 ± 7.7 cm; body mass: 67.3 ± 9.9 kg; BMI: 22.6 ± 2.2 , body fat %: 15.21 ± 4.98 ; lean mass % 80.88 ± 5.75). All participants met the inclusion criteria: [i] older than 18 years old, [ii] three or more training sessions per week [20], and [iii] not suffering from any injury in the last 6 months before the data

collection. After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each participant signed an informed consent form in order to participate, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013). It was made clear that the participants were free to leave the study if they saw fit. The study was approved by the Institutional Review Board (006-18/19).

3. Procedures

Data were collected over only one session in a biomechanics laboratory during March and April 2019. Every subject performed exactly the same procedure, instructed and supervised by a researcher. Regarding athletic performance level, the subjects were assigned to the higher-level group (HLG) and lower-level group (LLG).

A warm-up protocol was developed by each participant before the start of the testing session. It consisted of 5-min stationary cycling, dynamic stretching consisting of leg CMJ with bounce, and ankle jumps. It is suggested that this type of warm-up stimulates greater jumping performance [21]. Each subject performed 3 maximal jumps at each of the two DJ heights (20 [DJ20] and 30 cm [DJ30], respectively) and the highest jump from each height was taken for the subsequent analysis. The landing zone was established between two transmitting-receiving bars belonging to a photoelectric cell system (OptoGait, Microgate, Bolzano, Italy)—previously validated to measure vertical jump height [22]. Measurements of FT (ms) and CT (ms) were recorded, and their ratio for both heights (RSI20 and RSI30) was found. The RSI reliability and validity were reported to measure body explosive performance [10,14]. Participants had a 1-min rest between jumps and a 3-min recovery between DJ heights [23]. To start, participants were asked to “step out” from the box, keeping their hands on their hips to reduce arm movement, and “to jump as high and as fast as possible” after landing [24]. Jumps were considered unacceptable when the participants' legs were not extended over the flight or they jumped off the landing zone.

4. Materials and Testing

As participants entered the laboratory, body mass (kg) and height (cm) were determined using a weighing scale (Tanita BC-601; TANITA Corp., Maeno-Cho, Itabashi-ku, Tokyo, Japan) and a stadiometer (SECA 222; SECA Corp., Hamburg, Germany) for descriptive purposes.

4.1. RSI

In order to calculate RSI, CT (time the foot spends in contact with the ground) and FT (time from toes off to the next contact) during the DJ performance were recorded. For this purpose, the OptoGait system was placed as explained above and was linked to a laptop being the manufacturer software used (Version 1.12.1.0, Microgate, Bolzano, Italy). Furthermore, data were collected at a sampling frequency of 1000 Hz.

4.2. Ultrasound Measurements

An ultrasonic device (LOGIQ S7 EXPERT, General Electric, Germany, 2013) with an electronic linear array probe (ML 6–15 MHz. MATRIX LINEAR) was used to obtain B-mode ultrasonic images of AT, PT and PF.

To perform the ultrasound (US) assessment of the PT, the subject was placed on a stretcher in a supine position with both knees bent at 30° [25]. The thickness of the tendon was measured with the probe placed longitudinally at the reference of 1 cm distal to the lower pole of the patella. This point was identified using a skin mark. At the same point, the CSA was measured placing the probe in a transversal way. The images were taken with a depth of 3 cm and the focus at 0.5 cm.

To perform the US assessment of the AT, the subject was placed in a prone position, with the ankle in a neutral position with the feet hanging outside of the stretcher [25]. The thickness of the tendon was measured with the probe placed longitudinally at the reference of 3 cm proximal to the insertion of the tendon in the calcaneus bone. This point was also

identified using a skin mark. At the same point, CSA was measured placing the probe in a transversal way. The images were taken with a depth of 2 cm and the focus at 0.5 cm.

Then the PF was also assessed keeping the subject in the same position with the ankle in a neutral position and fingers extended against the stretcher surface [25]. The PF thickness was measured with the probe placed longitudinally at the reference located from the anterior edge of the plantar surface of the calcaneus bone vertically to the anterior edge of the PF. This point was identified using a skin mark.

All the images were taken with a frequency of 12 MHz and gain of 100 dB. Each measurement was recorded twice by a skilled researcher with more than ten years of experience in diagnostic ultrasound imaging. Before the statistical analysis, thickness and CSA of every tendon were measured using the software ImageJ (NIH, Baltimore, MD, USA) [26]. Due to the close relationship found previously between body mass and tendon morphology characteristics [27], the CSA and thickness values were normalized to one-third of the body mass [1].

5. Statistical Analysis

Descriptive data are presented as mean and standard deviation ($\pm$ SD), while nominal variables are presented as frequency and percentage (n , %). The normality distribution of the data was confirmed by Shapiro-Wilk's test ($p > 0.05$). To determine the intra-rater reliability of the measures related to the morphology of the connective tissue, intraclass correlation coefficients (ICCs) were calculated for each parameter. Additionally, the 95% confidence interval (CI) of the ICC value was provided [28]. In order to analyze the relationship between tissue morphology parameters and jumping performance parameters, a Pearson correlation analysis was conducted for each sex. The following criteria were adopted to interpret the magnitude of correlations between measurement variables: <0.1 (trivial), 0.1 – 0.3 (small), 0.3 – 0.5 (moderate), 0.5 – 0.7 (large), 0.7 – 0.9 (very large) and 0.9 – 1.0 (almost perfect) [29]. An analysis of variance (ANOVA) was conducted between sexes for each dependent variable (i.e., connective tissue morphology and jumping performance parameters). Additionally, a cluster k-means analysis was conducted regarding the athletic performance level in terms of 10 km personal best, to split the whole-group into a higher-level group (HLG) and lower-level group (LLG), and an ANCOVA was conducted between level groups, considering the sex as a covariate. The Chi2 test was used to compare the sex distribution between BMI groups. Finally, the magnitude of the differences between values was also interpreted using Cohen's d effect size (ES) (between-group differences) [30]. Effect sizes are reported as: trivial (<0.19), small (0.2 – 0.49), medium (0.5 – 0.79), and large (≥ 0.8) (Cohen, 1988). All statistical analyses were performed using SPSS software version 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) and statistical significance was accepted at an alpha level of 0.05.

6. Results

Given that previous studies suggest differences by sex in the variables analyzed [15,16], the correlation analysis was conducted independently for each sex (Table 1). For men, the Pearson correlation analysis reported an inverse significant correlation between normalized PT-CSA with RSI30 ($r = -0.475$, $p < 0.01$). For women, the analysis reported no significant correlation between the connective tissue and the RSI20 and RSI30 ($p \geq 0.05$).

Excellent intra-rater reliability was reported for the measures related to the morphology of the connective tissue (ICC > 0.989 , 95% CI: 0.913–0.996).

A comparison between the absolute values and the normalized values for the body mass of the connective tissue is shown (Figure 22). These data appear both for the complete sample and for the comparison between sexes and athletic performance level.

Table 6. Relationship (coefficient r) between normalized to body mass connective tissue morphology and jumping performance parameters.

Men ($n = 30$)		
PF-thickness	RSE20 −0.050	RSE30 −0.233
PT-CSA	−0.203	−0.475 *
AT-thickness	−0.053	−0.114
AT-CSA	0.111	0.079
PF-thickness	0.140	0.160
Women ($n = 14$)		
PF-thickness	RSE20 −0.240	RSE30 −0.224
PT-CSA	−0.373	−0.300
AT-thickness	0.143	0.080
AT-CSA	0.395	0.283
PF-thickness	0.375	0.421

Note: * $p < 0.01$. PF: Patellar tendon; AT: Achilles tendon; PF: Plantar fascia; CSA: Cross-sectional area; RSE: reactive strength index.

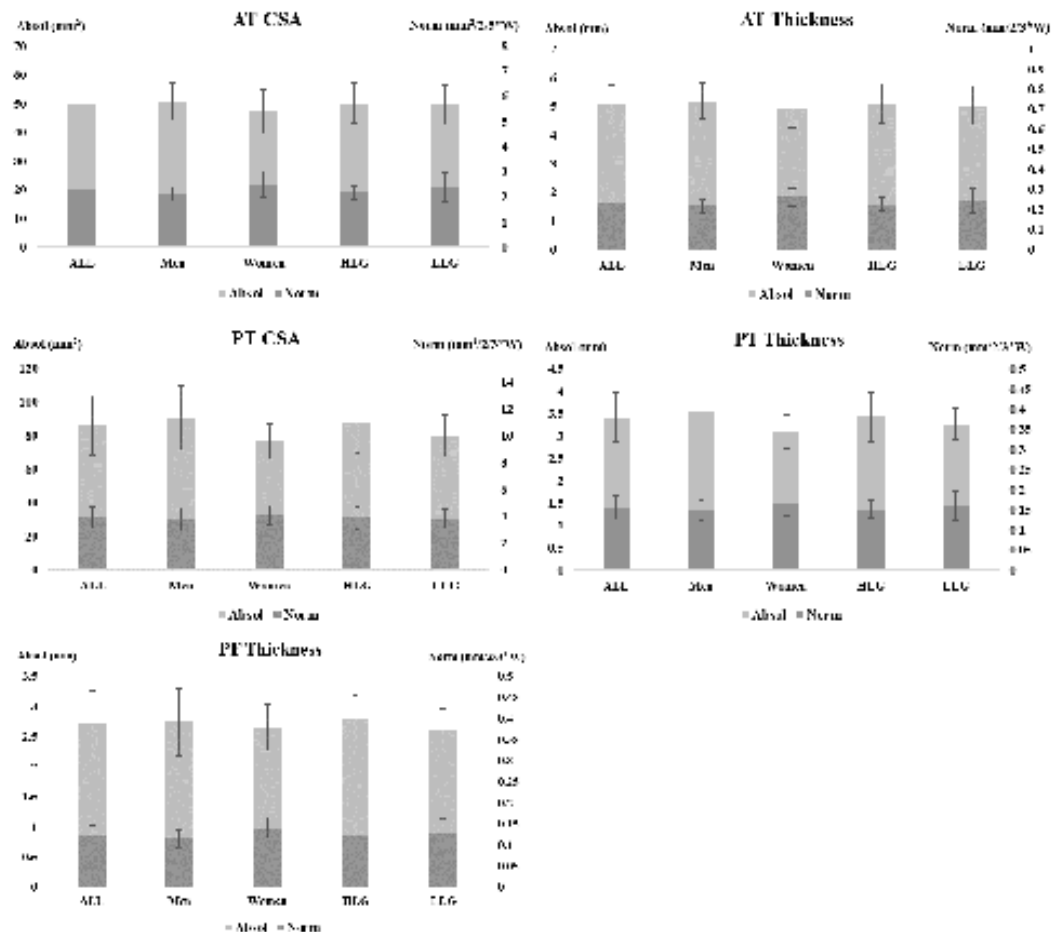


Figure 22 -- Comparative between normalized to body mass values vs. absolute values for connective tissue. ALL: Full sample; Absol: Connective tissue absolute values; Norm: Connective tissue normalized values; PT: Patellar tendon; AT: Achilles tendon; PF: Plantar fascia; CSA: Cross-sectional area; HLG: higher athletic-level group; LLG: lower athletic-level group.

The comparison between sex showed greater values for women in all parameters related to the morphology of the connective tissue (Table 7), though significant between-sex differences were found in normalized AT-Thickness, normalized AT-CSA, and normalized PF-Thickness ($p < 0.01$, ES = 0.6). No significant differences between sexes were found in the normalized PT-Thickness and normalized PT-CSA ($p \geq 0.05$). Greater values were reported in men for DJ performance parameters (i.e., DJ20, DJ30, RSI20 and RSI30), with significant between-sex differences in all aforementioned parameters ($p \leq 0.001$, ES > 0.8).

Table 7. Morphology of the normalized to body mass connective tissue and drop jump performance parameters regarding sex.

Variable	All (n = 44)	Sex		p-Value (ES)	ES
		Men (n = 30)	Women (n = 14)		
Connective tissue					
PT-thickness	0.154 (0.029)	0.149 (0.026)	0.166 (0.032)	0.065 (0.62)	0.58
PT-CSA	3.869 (0.772)	3.782 (0.805)	4.054 (0.687)	0.282 (0.59)	0.36
AT-thickness	0.232 (0.043)	0.218 (0.034)	0.261 (0.047)	0.001 (1.09)	1.04
AT-CSA	2.253 (0.397)	2.132 (0.260)	2.511 (0.513)	0.002 (1.16)	0.93
PF-thickness	0.123 (0.024)	0.115 (0.022)	0.140 (0.025)	0.001 (0.87)	1.06
Drop jump performance parameters					
DJ20 (cm)	24.25 (5.85)	26.26 (5.72)	20.09 (3.48)	<0.001 (1.24)	1.30
RSI20	1.96 (0.52)	2.13 (0.48)	1.59 (0.41)	<0.001 (1.17)	1.21
DJ30 (cm)	26.07 (6.30)	28.25 (6.23)	21.57 (3.48)	<0.001 (1.26)	1.32
RSI30	2.11 (0.53)	2.29 (0.47)	1.74 (0.46)	<0.001 (1.38)	1.18

Note: ES: Cohen's d effect size; PT: Patellar tendon; AT: Achilles tendon; PF: Plantar fascia; CSA: Cross-sectional area; DJ20: Drop jump from a 20 cm box; RSI: reactive strength index; DJ30: Drop jump from a 30 cm box.

The cluster analysis split the whole group regarding athletic performance level into HLG ($n = 24$, 18 men and 6 women, 10 km time trial = 42.8 ± 3.5) and LLG ($n = 20$, 9 men and 11 women, 10 km time trial = 52.3 ± 3.3) ($p < 0.001$). The sex distribution showed significant between-group differences ($\chi^2 = 0.017$) so, sex was considered as a covariate. Table 8 shows the morphology of the connective tissue and DJ performance parameters regarding athletic performance level. The ANCOVA, adjusted by sex, revealed no between-group differences in the morphology of the connective tissue, but significant differences between level groups in DJ performance parameters with the HLG reporting better jumping performance.

Table 8. Morphology of the normalized to body mass connective tissue and drop jump performance parameters regarding athletic performance level.

Variable	All (n = 44)	Athletic Performance		p-Value (ES)	ES
		HLG (n = 24)	LLG (n = 20)		
Connective tissue					
PT-thickness	0.154 (0.029)	0.151 (0.024)	0.158 (0.036)	0.853 (0.62)	0.23
PT-CSA	3.869 (0.772)	3.866 (0.793)	3.800 (0.700)	0.342 (0.67)	0.09
AT-thickness	0.232 (0.043)	0.224 (0.033)	0.244 (0.064)	0.909 (0.31)	0.39
AT-CSA	2.253 (0.397)	2.198 (0.265)	2.392 (0.588)	0.834 (0.55)	0.43
PF-thickness	0.123 (0.024)	0.124 (0.022)	0.126 (0.024)	0.164 (0.38)	0.09
Drop jump performance parameters					
DJ20 (cm)	24.25 (5.85)	24.09 (5.66)	23.07 (5.63)	0.547 (0.16)	0.18
RSI20	1.96 (0.52)	2.04 (0.49)	1.74 (0.49)	0.288 (0.41)	0.61
DJ30 (cm)	26.07 (6.30)	25.91 (5.91)	24.68 (5.67)	0.592 (0.24)	0.21
RSI30	2.11 (0.53)	2.21 (0.56)	1.93 (0.48)	0.465 (0.33)	0.54

Note: HLG: higher-level group; LLG: lower-level group; ES: Cohen's d effect size; PT: Patellar tendon; AT: Achilles tendon; PF: Plantar fascia; CSA: Cross-sectional area; DJ20: Drop jump from a 20 cm box; DJ30: Drop jump from a 30 cm box; RSI: reactive strength index. * Analysis of covariance with sex as covariate.

7. Discussion

This study aimed at assessing the relationship between the morphology of the connective tissue and the reactivity during a DJ as well as the sex and athletic performance level influence in amateur endurance runners. The major finding of this study was that there is no significant relationship between the morphology of the connective tissues (i.e., PT, AT and PF, in terms of normalized thickness and normalized CSA) and RSI. However, a significant negative correlation for men was found between PT-CSA and RSI30. Regarding the influencing factors, women showed greater values of AT-Thickness, AT-CSA and PF-Thickness when normalized to body mass. On the other hand, men obtained greater values of height and RSI for both DJ heights. Additionally, no relationship was found for the athletic performance level.

Our results support the findings by Earp et al. [31] where no relation between AT and PT thickness with DJ performance was found. Although only trained participants were included in both studies, Earp et al. [31] only considered men, omitting the possible sex differences in such tasks. Murtagh et al. [3] found no relation between PT-CSA and vertical jump in elite football players. This study used unilateral countermovement jumps (CMJ) to assess the vertical jump performance, whereas bilateral DJ was used in our study. As mentioned above, a significant negative correlation between PT-CSA and RSI30 ($r = -0.475$) was found for men. This finding can be supported by the specificity principle of the task. As explained in the methods section, the DJ seeks the lowest ground contact time, explaining that the AT is mainly required (over PT). Similarly, the CMJ looks for the highest height, demanding a greater implication of the quadriceps muscle and therefore the PT. Maybe for this reason Murtagh et al. [3] show a trend towards a positive correlation between the PT-CSA and CMJ, although the results were not significant. Contrary to the studies mentioned above, Zellers et al. [32] found that after 12 months of AT rupture, the AT-CSA had a positive relation with vertical jump performance. This study assesses jump performance with CMJ and drop CMJ (i.e., unilateral DJ followed by a vertical jump on one leg). It is worth mentioning that Zellers and colleagues [32] considered only participants with a prior AT rupture. It seems clear that the degree of the load to which the tendon had been subjected was very different between both samples since it has been shown that workload influences tendon properties [27]. It is well known that tendon stiffness, highly influenced by load, instigates a positive effect on vertical jump performance [33]. Consequently, it is arguable that in tendons under a low level of load after a rupture, other parameters such as tendon stiffness appear to be less developed. Under these circumstances, morphological characteristics of connective tissue (i.e., CSA and thickness) may relate to jump performance.

Despite the lack of significance, the results of our study show a trend in a positive correlation between the characteristics of the AT and the PF with respect to the RSI. These findings can be explained regarding the characteristics of the DJ. In order to perform a DJ properly, the subject has "to jump as high and as fast as possible" [24], trying to minimize ground contact time over the task; as explained above, the lower limb behaves such as a spring [8,9], facilitating the SSC mechanism in the AT and PF during the DJ. Of note, the decreased knee flexion shown during the DJ prevents the SCC from acting in the PT, which could explain the negative correlation between the PT characteristics and the RSI for both heights. It seems to be that, in relation to the demands that the activity provokes in the tendon, the morphological characteristics of these tendons tend to correlate positively with the performance of such activity. Likewise, activities such as plyometric exercises, quite like the DJ, that look for the greatest reactivity could involve mainly the AT and the PF, whereas other types of activities looking for power and height in the jump (i.e., basketball, volleyball) would demand greater implication of the quadriceps muscle and the PT.

The current study also analyzed the influence of both sex and athletic performance level on the morphology of PT, AT, and PF and the RSI of the lower limb.

In relation to sex influence, the results obtained show the existence of between-sex differences in the morphology of the connective tissue (i.e., women obtained greater

normalized to body mass values of AT-Thickness, AT-CSA and PF-Thickness) and jump performance parameters (i.e., men obtained greater values of height and RSI for both DJ heights). Opposite to our preliminary hypothesis, women showed greater values of AT-Thickness, AT-CSA and PF-Thickness, than men when normalized to body mass. The results were the opposite when absolute thickness and CSA values were compared showing men greater values than women. This finding highlights the importance of normalizing tendon thickness and CSA to the body mass, when these characteristics are to be correlated with other variables (i.e., RSI). As explained in the methods section, there is a clear influence of body mass on the morphologic characteristics of the tendon [27] and, thereby, it is important to consider the normalized values [18,34], especially when the sample is heterogeneous, the results might be reversed [3] as it occurs in the present study.

A recent study [17] examined sex differences related to AT thickness and CSA. The authors reported opposite findings to the current study. Kudron and colleagues [17] showed that men had greater AT-CSA than women. However, Kudron and colleagues used absolute values of AT-CSA. It remains unknown whether after normalizing the connective tissue characteristics to body mass, the results would continue in the same direction or, instead, women would show greater values as the sample used were runners with a similar age to our study but different performance level (the study assessed Division I collegiate cross-country runners).

In the case of the athletic performance level influence, a lack of influence on the morphology of the connective tissue was found ($p \geq 0.164$ (0.38) for all the connective tissue values). These findings are in disagreement with previous studies [18,19]. Those studies showed a greater AT-CSA in long-distance runners compared to the control group. A possible explanation to this discrepancy might be the difference in the athletic performance level between both groups. In the current study, all the participants were runners and, to compare in relation to athletic performance level, the sample was divided according to their best 10k time. It is worth highlighting that other studies [19] did not consider runners for their control group and, in some cases, the differences between the running group (i.e., best 5km time: 14.43 ± 0.16 min) and the control group were huge [18]. Probably this level of moderate physical activity, such as in our sample, can act as prophylaxis to avoid thinning of the tendon. Again, it is essential to underline the relationship between the load to which the tendon is subjected and its morphological characteristics.

Continuing with the athletic performance level, HLG subjects showed a better jump performance but the differences were not significant. In light of the results discussed above, other factors (i.e., muscle characteristics), different from the normalized tendon thickness and normalized CSA, would be the responsibility of these findings.

Despite the findings reported here, there are some limitations to be considered. Only amateur endurance runners were considered for the study, remaining unknown the outcomes for higher-level runners or sedentary, as well as their likely differences. This limitation of the sample means that its characteristics are very specific to the study population, which may imply a bias, however, this limitation also allows the results obtained to be more easily interpreted due to the greater homogeneity of the sample. Another limitation to take into account is that we studied the sex influence, but both menstrual cycle phases and contraceptive intake were controlled, preventing the study from clarifying how they may affect the connective tissue. Sex differences in connective tissue characteristics need further research since it is unclear whether training adaptation or hormonal disturbance determines sex differences [35]. Notwithstanding these limitations, the current study examines the relationship between the connective tissue characteristics and the RSI during the DJ and highlights the influence of sex and athletic level.

8. Conclusions

Although there is no significant relationship between the morphology of the connective tissue and jump performance in amateur endurance runners, the present study reveals a trend towards a positive correlation between the morphology of the AT and the PF with

respect to the RSI. Additionally, this study highlights the potential influence of some parameters; whereas the athletic performance level seems not to mediate the morphology of the tendons analyzed, between-sex differences were found in the morphology of connective tissue, showing women greater values for AT-Thickness, AT-CSA and PF-Thickness when normalized to body mass.

Moreover, morphologic values should be normalized in relation to the body mass, especially when using heterogeneous samples. Besides, sex differences should be considered.

From a practical standpoint, it seems that the characteristics of the task can determine the relationship between the connective tissue and the activity performance. Thus, in activities that involve repetitive rebounds such as plyometric exercises, where the objective is to obtain the shortest contact time, greater AT and PF could be essential.

Author Contributions: Conceptualization, A.R.-P., F.G.-P. and L.E.R.-S.; Data curation, A.R.-P., D.J.-C. and A.C.-L.; Formal analysis, A.R.-P. and F.G.-P.; Investigation, A.R.-P.; Methodology, A.R.-P., F.G.-P. and L.E.R.-S.; Supervision, A.R.-P., F.G.-P., D.J.-C., A.C.-L. and L.E.R.-S.; Validation, A.R.-P., F.G.-P., D.J.-C., A.C.-L. and L.E.R.-S.; Writing—original draft, A.R.-P. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The authors declare no specific funding for this work.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Institutional Review Board by the Institutional Review Board of San Jorge University (006-18/19).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to authors preferences.

Conflicts of Interest: The authors declare there are no competing interests.

References

1. Kubo, K.; Yabata, T.; Ikebukuro, T.; Igarashi, K.; Yata, H.; Tsunoda, N. Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2010**, *110*, 507–514. [\[CrossRef\]](#)
2. Reeves, N.D. Adaptation of the tendon to mechanical usage. *J. Musculoskelet. Neural Interact.* **2006**, *6*, 174–180. [\[PubMed\]](#)
3. Murtagh, C.F.; Stubbs, M.; Vanrenterghem, J.; O’Boyle, A.; Morgans, R.; Drust, B.; Erskine, R.M. Patellar tendon properties distinguish elite from non-elite soccer players and are related to peak horizontal but not vertical power. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2018**, *118*, 1737–1749. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
4. Monte, A.; Zamparo, P. Correlations between muscle-tendon parameters and acceleration ability in 20 m sprints. *PLoS ONE* **2019**, *14*, e0213347. [\[CrossRef\]](#)
5. Gruber, M.; Kramer, A.; Mulder, E.; Rittweger, J. The Importance of Impact Loading and the Stretch Shortening Cycle for Spaceflight Countermeasures. *Front. Physiol.* **2019**, *10*, 311. [\[CrossRef\]](#)
6. Vogt, M.; Hoppeler, H.H. Eccentric exercise: Mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *J. Appl. Physiol.* **2014**, *116*, 1446–1454. [\[CrossRef\]](#)
7. Komi, P.V. Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *J. Biomech.* **2000**, *33*, 1197–1206. [\[CrossRef\]](#)
8. Blickhan, R. The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.* **1989**, *22*, 1217–1227. [\[CrossRef\]](#)
9. McMahon, T.A.; Cheng, G.C. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *J. Biomech.* **1990**, *23* (Suppl. 1), 65–78. [\[CrossRef\]](#)
10. Kipp, K.; Kiely, M.T.; Geiser, C.F. Reactive Strength Index Modified Is a Valid Measure of Explosiveness in Collegiate Female Volleyball Players. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 1341–1347. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
11. Beattie, K.; Carson, B.P.; Lyons, M.; Kenny, I.C. The relationship between maximal strength and reactive strength. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 548–553. [\[CrossRef\]](#)
12. Davies, G.; Riemann, B.L.; Manske, R. Current Concepts of Plyometric Exercise. *Int. J. Sports Phys. Ther.* **2015**, *10*, 760–786. [\[PubMed\]](#)
13. Snyder, B.W.; Munford, S.N.; Connaboy, C.; Lamont, H.S.; Davis, S.E.; Moir, G.L. Assessing Plyometric Ability during Vertical Jumps Performed by Adults and Adolescents. *Sports* **2018**, *6*, 132. [\[CrossRef\]](#)
14. Suchomel, T.J.; Sole, C.J.; Bailey, C.A.; Grazer, J.L.; Beckham, G.K. A comparison of reactive strength index-modified between six US collegiate athletic teams. *J. Strength Cond. Res.* **2015**, *29*, 1310–1316. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

15. Sole, C.; Suchomel, T.; Stone, M. Preliminary Scale of Reference Values for Evaluating Reactive Strength Index-Modified in Male and Female NCAA Division I Athletes. *Sports* **2018**, *6*, 133. [\[CrossRef\]](#)
16. Intziogianni, K.; Cassel, M.; Hain, G.; Mayer, E. Gender Differences of Achilles tendon Cross-sectional Area during Loading. *Sports Med. Int. Open* **2017**, *1*, E135–E140. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
17. Kudron, C.; Carlson, M.J.; Meron, A.; Sridhar, B.; Brakke Holman, R. Using Ultrasound Measurement of the Achilles Tendon in Asymptomatic Runners to Assist in Predicting Tendinopathy. *J. Ultrasound Med.* **2020**, *39*, 491–496. [\[CrossRef\]](#)
18. Kubo, K.; Miyazaki, D.; Yamada, K.; Yata, H.; Shimoju, S.; Tsunoda, N. Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. *J. Biomech.* **2015**, *48*, 1937–1943. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
19. Magnusson, S.P.; Kjaer, M. Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2003**, *90*, 549–553. [\[CrossRef\]](#)
20. Piercy, K.L.; Troiano, R.P.; Ballard, R.M.; Carlson, S.A.; Fulton, J.E.; Galuska, D.A.; George, S.M.; Olson, R.D. The Physical Activity Guidelines for Americans. *JAMA* **2018**, *320*, 2020–2028. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
21. Cormack, S.J.; Newton, R.U.; McGuigan, M.R.; Doyle, T.L. Reliability of measures obtained during single and repeated counter-movement jumps. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2008**, *3*, 131–144. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Glatthorn, J.F.; Gouge, S.; Nussbaumer, S.; Stauffacher, S.; Impellizzeri, F.M.; Maffiuletti, N.A. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *J. Strength Cond. Res.* **2011**, *25*, 556–560. [\[CrossRef\]](#)
23. Markwick, W.J.; Bird, S.P.; Tufano, J.J.; Seitz, L.B.; Haff, G.G. The intraday reliability of the reactive strength index calculated from a drop jump in professional men's basketball. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2015**, *10*, 482–488. [\[CrossRef\]](#)
24. Young, W.B.; Pryor, J.E.; Wilson, G.J. Countermovement and Drop Jump Performance. *J. Strength Cond. Res.* **1995**, *9*, 232–236.
25. Del Bano-Aledo, M.E.; Martínez-Paya, J.J.; Ríos-Díaz, J.; Mejías-Suárez, S.; Serrano-Carmona, S.; de Groot-Ferrando, A. Ultrasound measures of tendon thickness: Intra-rater, Inter-rater and Inter-machine reliability. *Muscles Ligaments Tendons J.* **2017**, *7*, 192–199. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
26. Kermozeck, T.W.; Knaus, A.; Rademaker, T.; Almonroeder, T.G. The effects of habitual foot strike patterns on Achilles tendon loading in female runners. *Gait Posture* **2018**, *66*, 283–287. [\[CrossRef\]](#)
27. Rosager, S.; Aagaard, P.; Dyhre-Poulsen, P.; Neergaard, K.; Kjaer, M.; Magnusson, S.P. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2002**, *12*, 90–98. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
28. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [\[CrossRef\]](#)
29. Hopkins, W.G.; Marshall, S.W.; Batterham, A.M.; Hanin, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, *41*, 3–13. [\[CrossRef\]](#)
30. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Academic Press: Cambridge, MA, USA, 1988.
31. Earp, J.E.; Kraemer, W.J.; Cormie, P.; Volek, J.S.; Maresh, C.M.; Joseph, M.; Newton, R.U. Influence of muscle-tendon unit structure on rate of force development during the squat, countermovement, and drop jumps. *J. Strength Cond. Res.* **2011**, *25*, 340–347. [\[CrossRef\]](#)
32. Zellers, J.A.; Pohlig, R.T.; Cortes, D.H.; Gravare Silbernagel, K. Achilles tendon cross-sectional area at 12 weeks post-rupture relates to 1-year heel-rise height. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2020**, *28*, 245–252. [\[CrossRef\]](#)
33. Kubo, K.; Kawakami, Y.; Fukunaga, T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J. Appl. Physiol.* **1999**, *87*, 2090–2096. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Kongsgaard, M.; Aagaard, P.; Kjaer, M.; Magnusson, S.P. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *J. Appl. Physiol.* **2005**, *99*, 1965–1971. [\[CrossRef\]](#)
35. Hansen, M.; Kjaer, M. Sex Hormones and Tendon. *Adv. Exp. Med. Biol.* **2016**, *920*, 139–149. [\[CrossRef\]](#)

Artículo 3. Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners.

Alberto Rubio-Peírotén, Felipe García-Pinillos, Diego Jaén-Carrillo, Antonio Cartón-Llorente, Ferrán Abat-González, Luis E. Roche-Seruendo

Article

Relationship between Connective Tissue Morphology and Lower-Limb Stiffness in Endurance Runners. A Prospective Study

Alberto Rubio-Peirotén ^{1,*}, Felipe García-Pinillos ^{2,3}, Diego Jaén-Carrillo ¹, Antonio Cartón-Llorente ¹, Ferrán Abat ⁴ and Luis E. Roche-Seruendo ¹

¹ Campus Universitario, Universidad San Jorge, Villanueva de Gállego, 50830 Zaragoza, Spain; djaen@usj.es (D.J.-C.); acarton@usj.es (A.C.-L.); leroche@usj.es (L.E.R.-S.)

² Department of Physical Education and Sport, Faculty of Sports Sciences, University of Granada, 18071 Granada, Spain; fgarpi@gmail.com

³ Department of Physical Education, Sports and Recreation, Universidad de La Frontera, Temuco 01145, Chile

⁴ Department of Sports Orthopaedics, ReSport Clinic Barcelona, University of Health and Sports Sciences, Blanquerna—Ramón Llull, 08034 Barcelona, Spain; abat@resportclinic.com

* Correspondence: arubio@usj.es; Tel: +34-636-77-22-25



Citation: Rubio-Peirotén, A.; García-Pinillos, F.; Jaén-Carrillo, D.; Cartón-Llorente, A.; Abat, F.; Roche-Seruendo, L.E. Relationship between Connective Tissue Morphology and Lower-Limb Stiffness in Endurance Runners. A Prospective Study. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2021, 18, 8453. <https://doi.org/10.3390/ijerph18168453>

Academic Editors: Paul B. Tchounwou, Alfonso Martínez-Nova, Angela M. Evans, Gabriel Gajón-Noguero and Kevin Deschamps

Received: 22 June 2021

Accepted: 7 August 2021

Published: 10 August 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Background: The lower limb behaves like a spring compressing and decompressing during running, where lower-limb stiffness is one of the most influential factors. This prospective observational study is aimed at examining the relationship between the connective tissue morphology and lower-limb stiffness and investigating whether the barefoot/shod condition influences on such relationship. Methods: 14 male amateur runners (10-km time trial <50') were included. Data were recorded over one session, where participants ran 2 trials (i.e., barefoot and shod conditions) of 3 minutes at 12 km/h, where running spatiotemporal parameters and vertical (Kvert) and leg stiffness (Kleg) were obtained. Prior to testing trials, thickness and cross-sectional area (CSA) were recorded for Achilles (AT) and patellar tendons (PT) and plantar fascia (PF) with ultrasound. Results: Under barefoot condition, a positive correlation was found between Kleg and AT-thickness and CSA and PF-thickness; and between Kvert and AT-thickness and PF thickness. Under shod condition, a positive correlation was found between Kleg and PT-CSA and PT-thickness, and between Kvert and PT-CSA and PT-thickness. Conclusions: The results reveal a specificity of the relationship between the lower-limb stiffness and the morphology of the connective tissue. Greater tendon shows higher lower-limb stiffness when that tendon is specially demanded by the function.

Keywords: foot behavior; tendon; stretch-shortening cycle; running

1. Introduction

During running, the lower limb behaves like a spring, which compresses and decompresses over the different gait phases [1,2]. In this spring-like model mechanical energy is stored due to the compression provoked by the runner's body mass during the eccentric phase of stance [3,4]. The release of that energy occurs during the concentric phase of stance facilitating the subsequent movements [3,4]. The behavior of such leg-spring function can be influenced by several factors such as the foot strike pattern (FSP) [5], footwear condition [6], sex difference [7], velocity [8], fatigue [9] or surface type [10]. It has been shown that two of the most important elements of the spring-like behavior of the leg while running are the stretch-shortening cycle (SSC) [11] and the lower-limb stiffness [12].

In both SSC and lower-limb stiffness the muscle-tendon unit is essential. The properties of the muscle-tendon unit play a vital role for the proper functioning of the SSC (i.e., the proper muscle shortening speed allows the optimization of accumulation and release of energy) [13]. Moreover, the relation between tendon and lower-limb stiffness has

been previously demonstrated [14]. Rogers et al. [14] showed an association between AT and lower-limb stiffness in terms of vertical (Kvert) and leg stiffness (Kleg). A greater AT stiffness was linked to improved running performance [14].

Previous studies about lower-limb stiffness used Kvert and Kleg as variables to characterize such neuromuscular mechanism [15]. Kvert refers to the resistance of the center of mass to vertical displacement after being subjected to the reaction force of the ground [16], while Kleg was defined as the mechanical behavior of the structural components of the leg (i.e., tendons, joints, muscles) is shown by the change in leg length during eccentric phase [17]. It has been demonstrated that both Kvert and Kleg highly contribute to the spatiotemporal running gait characteristics [18]. Lower-limb stiffness operates according to the specificity principle behind a particular task [19]. Thus, changes in the specific task such as the FSP might alter the behavior of neuromuscular elements (i.e., lower-limb stiffness) in that activity. It is known that the FSP is highly influenced by the shod/barefoot condition [20]. Generally, runners under shod condition, showed a rearfoot strike pattern, and runners under barefoot condition tended to show midfoot or forefoot strike pattern [21]. During running, the FSP determines that some muscles will be especially demanded. In this way, rearfoot strike pattern, under shod condition, shows higher demand of knee extensors [22] and midfoot or forefoot strike pattern, under barefoot condition, especially demands the ankle plantar flexors [23].

As far as the authors know, the relation between morphological characteristics of the main lower-limb connective tissue (i.e., thickness and cross-sectional area (CSA)), and lower-limb stiffness during running remains in debate. Monte et al. [24] found that runners with a greater AT-CSA showed greater Kvert. Similarly, it is unclear whether the shod/barefoot condition, and consequently the FSP, may influence such relationship.

Therefore, the aim of this study is twofold: (i) to examine the likely relation between the morphologic characteristics of the connective tissue and the lower-limb stiffness in terms of Kvert and Kleg, and (ii) to determine whether the shod/barefoot condition influences the mentioned relation between connective tissue and lower-limb stiffness. We hypothesized that higher values in tendon thickness and CSA would be found alongside greater Kvert and Kleg values, especially when the shod/barefoot condition demands the corresponding connective tissue.

2. Materials and Methods

2.1. Type of Design

Prospective observational study.

2.2. Subjects

Fourteen recreationally trained male endurance runners ($n = 14$; age: 27.4 ± 6.3 years; height: 1.75 ± 0.07 m; body mass: 70.9 ± 7.9 kg; BMI: 23.1 ± 2.3) participated in this prospective observational study. All subjects met the inclusion criteria: (i) from 18 to 40 years old, (ii) 3 or more running sessions per week, (iii) 10-km time trial ≤ 50 min, and (iv) not suffering from any active known injury. Criteria ii, iii and iv refer to the last 6 months before the data collection. After receiving detailed information on the objectives and procedures of the study, each participant signed an informed consent, which complied with the ethical standards of the World Medical Association's Declaration of Helsinki (2013). It was made clear that the subjects were free to leave the study at any moment. The study was approved by the Institutional Review Board of the San Jorge University (N° 006-18/19).

2.3. Anthropometric Measurements

Body mass (kg) and height (m) were determined using a weighing scale (Tanita BC-601; TANITA Corp., Maeno-Cho, Itabashi-ku, Tokyo, Japan) and a stadiometer (SECA 222; SECA Corp., Hamburg, Germany) for descriptive purposes. The leg length was measured from the great trochanter to the floor in a standing position for lower limb stiffness calculation.

2.4. Tendon Morphology Characteristics

A high-definition ultrasound images were obtained in B-mode with a linear probe 5–16 MHz (LOGIQ S7 EXPERT, General Electric, Germany, 2013). Longitudinal and transversal views of AT, PT and PF were taken before the running protocol. A recent review suggested that US measures of tendon dimensions are reliable, both in terms of relative and absolute reliability [25].

To assess the AT, subjects were in prone, with both knees extended and the feet outside of the bed keeping the ankle in neutral position [26,27]. A reference of 3 cm proximal to the insertion of the tendon in the calcaneus bone, measured by the ultrasound device, was used to measure the tendon thickness and CSA [26,27].

The PT was measured with subjects in supine, with both knees bent at 30° [26,27]. A reference of 1 cm distal to the lower pole of the patella, identified by the ultrasound device, was used to assess the tendon thickness and CSA [26,27].

The PF ultrasound assessment was done with subjects in prone position, with both knees in extension, ankles in neutral position and the fingers extended against the surface of the bed [26,27]. A reference, identified by the ultrasound device, located from the anterior edge of the plantar surface of the calcaneus bone vertically to the anterior edge of the PF was used to measure the thickness of the PF [26,27].

For all structures, a frequency of 12 MHz and gain of 100 dB was used. Each measurement was recorded twice by a skilled researcher with more than ten years of experience in diagnostic ultrasound imaging. The selected image was the one considered clearest by the examiner for the subsequent calculation of the morphological variables. Before the statistical analysis, thickness and CSA was measured using the software ImageJ (NIH, Baltimore, MD, USA) [28], using the polygon tool for the CSA.

2.5. Procedures

The procedure was performed by every participant under the same conditions and researcher control. Before the start of the testing session, the subjects developed a structured dynamic 5-min warm-up protocol (squatting, lunging, and hinging) [29]. Just after warming up, an accommodation program over 8 minutes [30] was developed by increasing speed by 1 km/h every minute from 8 to 12 km/h. After that, subjects ran under the first footwear condition (shod or barefoot) at a speed of 12 km/h for 3 minutes [31]. –6 and –8 strides were analyzed to obtain representative data in healthy adults (95% confidence intervals within 5% of error) [32]. Thereafter, subjects ran under the next footwear condition at 12 km/h for another 3 minutes. The order of the shod or barefoot condition was randomized thus half of the sample started the protocol wearing shoes and the other half running barefoot.

Both running conditions were completed on a motorized treadmill with a slope of 0% (HP cosmos Pulsar 4 P; HP cosmos Sports & Medical, GmbH, Nußdorf, Germany) and data were recorded for analysis. The completed protocol was illustrated in Figure 23.



Figure 23. Temporal sequence of the protocol followed in the study.

2.6. Materials and Testing

Data were collected over a 2-trial session in the biomechanics laboratory of the university during March and April 2019.

2.6.1. Running Spatiotemporal Parameters

Contact time (CT; time between touch-down and take-off of the same foot) and flight time (FT; time between take-off of one foot and touch-down of the other) were measured using a photoelectric cell system (Microgate, Bolzano, Italy), which was previously validated for the assessment of running gait spatiotemporal parameters [33]. The 2 bars of photoelectric cell systems were fixed and stabilized at both sides of the treadmill.

2.6.2. FSP

To determine the FSP a high-definition camera (Imaging Source DFK 33 UX174, The Imaging Source Europe GmbH, Eschborn, Germany) was placed 2 meters lateral to the treadmill, level with the running surface. Videos were sampled at 240 frames per second. Using slow motion video playback, the FSP was determined by one researcher with a wide experience in running biomechanics analysis. This method has been proven valid and reliable previously [34].

2.6.3. Lower-Limb Stiffness

The Kvert and the Kleg were measured to determine lower-limb stiffness [15] using the sine-wave method [24,35]. In order to follow the Morin's method, the collection of information such as body mass, leg length, speed, FT, and CT is required to estimate a runner's Kvert and Kleg. It was shown that Morin's method determines accurately Kvert and Kleg for intra and inter-day designs (ICCs = 0.86–0.99) [36]. Reliability of Kvert and Kleg have been previously reported [16,36].

2.7. Statistical Analysis

Descriptive data are presented as mean and standard deviation (SD). The normality distribution of the data was confirmed by Shapiro-Wilk's test ($p > 0.05$). To determine the intra-rater reliability of the measures related to the morphology of the connective tissue, intra class correlation coefficients (ICCs) were calculated for each parameter. Additionally, the 95% confidence interval (CI) of the ICC value was provided [37]. To analyze the relationship between the morphology of connective tissue and lower-limb stiffness in endurance runners, a Pearson correlation analysis was conducted for the whole group. The following criteria were adopted to interpret the magnitude of correlations between measurement variables: <0.1 (trivial), 0.1–0.3 (small), 0.3–0.5 (moderate), 0.5–0.7 (large), 0.7–0.9 (very large), and 0.9–1.0 (almost perfect) [38]. A cluster k-means analysis matched the whole group into 2 sub-groups regarding lower-limb stiffness, in terms of Kvert and Kleg, for each running condition (i.e., barefoot vs. shod). An analysis of variance (ANOVA) was conducted between the created sub-groups during each running condition (i.e., barefoot vs. shod) for each dependent variable (i.e., connective tissue morphology). The magnitude of the differences between values was also interpreted using the Cohen's d effect size (ES) (between-group differences) [39]. Effect sizes are reported as: trivial (<0.19), small (0.2–0.49), medium (0.5–0.79), and large (≥ 0.8) (Cohen, 1988). All statistical analyses were performed using SPSS software version 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) and statistical significance was accepted at an alpha level of 0.05.

3. Results

The mean values for the AT-CSA were $55.43 \pm 10.91 \text{ mm}^2$ and for the AT-thickness $6.28 \pm 0.68 \text{ mm}$. For the PT the mean values of PT-CSA were $99.25 \pm 22.07 \text{ mm}^2$ and for the PT-thickness $3.54 \pm 0.51 \text{ mm}$. For PF-thickness, the mean value was $2.84 \pm 0.36 \text{ mm}$.

An excellent intra-rater reliability was reported for the measures related to the morphology of the connective tissue (ICC > 0.989, 95% CI: 0.913–0.996).

For the FSP, 79% ($n = 11$) of the subjects showed a rearfoot strike pattern and a 21% ($n = 3$) showed a midfoot or forefoot strike pattern, under shod condition. Under barefoot condition, 86% ($n = 12$) of the subjects showed a midfoot or forefoot strike pattern and a 14% ($n = 2$) showed a rearfoot strike pattern.

The Pearson correlation analysis (Table 9) reported significant relationships ($p < 0.05$) between Kvert_shod with AT-thickness ($r = -0.577$) and PF-thickness ($r = -0.513$), and between Kleg_barefoot and PF-thickness ($r = 0.516$).

Table 9. Relationship (Pearson coefficient) between connective tissue morphology and lower-limb stiffness.

	Kvert Shod	Kleg Shod	Kvert Barefoot	Kleg Barefoot
PF-thickness	0.276	0.194	−0.250	−0.470
PF-CSA	0.234	0.125	−0.201	−0.379
AT-thickness	−0.577 *	−0.421	0.041	0.495
AT-CSA	−0.306	−0.311	−0.202	0.051
PF-thickness	−0.513 *	−0.395	0.206	0.516 *

* $p < 0.05$; AT: Achilles' tendon; CSA: cross-sectional area; Kleg: leg stiffness; Kvert: vertical stiffness; PF: patellar tendon; PF: plantar fascia.

The cluster k-means analysis matched the whole group into 2 sub-groups for each running condition (i.e., barefoot vs. shod) regarding lower limb stiffness (Table 10).

Table 10. Leg and Vertical lower-limb stiffness in barefoot and shod conditions (ANOVA).

	Barefoot		<i>p</i> -Value	ES (d)	Shod		<i>p</i> -Value	ES (d)
	HSG ($n = 6$)	LSG ($n = 8$)			HSG ($n = 5$)	LSG ($n = 9$)		
Kvert (kN/m)	31.05 (3.21)	26.30 (2.41)	0.05	1.85	36.50 (2.26)	22.99 (2.27)	0.001	6.44
Kleg (kN/m)	14.72 (1.92)	10.48 (1.37)	0.001	2.82	10.34 (0.83)	8.10 (0.77)	0.003	3.04

HSG: higher-stiffness group; Kleg: leg stiffness; Kvert: vertical stiffness; LSG: lower-stiffness group; ES: effect size.

Table 11 shows a comparison of connective tissue morphology parameters between those sub-groups (higher stiffness group [HSG] vs. lower stiffness group [LSG]) in both barefoot and shod running conditions. In the barefoot condition, no significant differences in the morphology of connective tissue were found between the HSG and the LSG ($p \geq 0.05$). In the shod condition, the LSG reported higher values in AT-thickness ($p = 0.023$) with large ES ($ES = 2.00$), whereas the rest of parameters showed no between-group differences.

Table 11. Connective tissue morphology regarding lower-limb stiffness groups in both barefoot and shod conditions (ANOVA).

	Barefoot		p-Value	ES (d)	Shod		p-Value	ES (d)
	HSG (n = 6)	LSG (n = 8)			HSG (n = 5)	LSG (n = 9)		
PF-thickness (mm)	3.08 (0.66)	3.55 (0.56)	0.237	0.84	3.64 (0.40)	3.42 (0.62)	0.636	0.44
PF-CSA (mm ²)	66.68 (6.72)	92.51 (20.89)	0.062	1.68	90.27 (18.43)	86.43 (25.68)	0.826	0.18
AT-thickness (mm)	5.28 (0.40)	4.93 (0.65)	0.404	0.68	4.15 (0.39)	5.15 (0.52)	0.023	2.29
AT-CSA (mm ²)	50.05 (5.95)	51.95 (7.46)	0.693	0.29	45.21 (1.69)	52.60 (5.02)	0.175	2.00
PF-thickness (mm)	3.11 (0.32)	2.73 (0.41)	0.172	1.09	2.37 (0.16)	2.89 (0.40)	0.103	1.74

AT: Achilles' tendon; CSA: cross-sectional area; HSG: higher-stiffness group; Kleg: leg stiffness; Kvert: vertical stiffness; LSG: lower-stiffness group; PF: patellar tendon; PF: plantar fascia; ES: effect size.

4. Discussion

This study aimed to examine the relation between the morphologic characteristics of the connective tissue and the lower-limb stiffness in terms of Kvert and Kleg. Additionally, the influence of the shod/barefoot condition was assessed in the aforementioned relationship.

The results of our study showed a positive correlation between AT-CSA and Kleg, and between AT thickness and PF thickness and Kvert and Kleg under barefoot condition. However, under shod condition a positive correlation of small magnitude between the CSA and thickness of the PT and Kvert and Kleg was found. Previous studies had demonstrated higher demand of the AT during barefoot running [23] and higher demand of the PT during shod condition [20,22]. Therefore, in light of these results, the major finding of this study was the specificity of the relationship between the morphologic characteristics of the connective tissue and the function the lower-limb stiffness. We hypothesized that greater tendons, in terms of CSA and thickness, would correlate with a greater lower-limb stiffness. However, it seems to be that this hypothesized correlation only occurs when the corresponding connective tissue is specially requested by the function.

The lower-limb stiffness is determined by the specificity principle of a particular task [19]. A factor that can modify the characteristics of a task such as running is the FSP (i.e., forefoot strike pattern reduces ground contact time during running) [40]. It has been previously demonstrated that the shod/barefoot condition can modify the FSP during running [21]. Muñoz-Jiménez et al. [21] showed how half of 80 trained recreational runners with no experience in barefoot running switched from a habitual rearfoot strike pattern to a midfoot or forefoot strike pattern when they were asked to run under barefoot condition. During barefoot running there is a reduction of ground contact time due to a lower plantar flexion movement of the ankle [41]. This way, the AT impulse and the AT loading rates are higher during barefoot running [23]. These findings suggest that barefoot condition specially demands the AT, which might explain that in the present study higher lower-limb stiffness values were found associated with higher values of AT thickness only during barefoot condition. Since, it is under this condition when there is a greater functional demand of the AT, and therefore when higher AT would show higher lower limb stiffness. Similar to authors findings, Monte et al. [24] found that in half-marathon runners, a higher Kvert was associated with a higher AT-CSA in faster runners. In our study both AT thickness and AT-CSA were assessed showing a positive correlation with Kleg, and between Kvert and AT thickness, but only under barefoot condition. However, in both AT tendon values (i.e., CSA and thickness) a change in the correlation with the lower-limb stiffness from shod to barefoot condition was identified. As far as the authors know, that study [24] did not control the FSP of the runners. It would be worth knowing if those faster runners exhibited forefoot strike patterns. If so, the results of Monte et al. [24] would support our findings as those runners who would functionally demand more from their AT are the ones who would show that the greater AT, the greater the lower-limb stiffness.

As mentioned above, a positive correlation was found between the PT thickness and CSA and the Kvert and Kleg under shod condition. Again, these findings could be explained by the specificity between the morphological characteristics of the connective tissue and the lower limb stiffness found in this study. Our findings show that during shod running most of the runners show a rearfoot strike pattern, which is supported by previous research [21]. Runners with a rearfoot strike pattern have shown a higher flexion of the knee during the mid-stance phase [20] that causes a higher knee joint load compared to runners with a forefoot strike pattern [22]. As shown in the introduction section, the lower limb behaves like a spring during running [1,2]. The fact that the rearfoot strike pattern during shod running involves a higher knee flexion movement can facilitate the SCC in the PT and therefore a higher demand of this tendon. With these results, similar to what occurred with the AT, it might be stated that PTs with a higher thickness and CSA show higher levels of both Kvert and Kleg at shod running.

After compare the groups regarding the lower-limb stiffness, the results of this analysis follow the same direction that discussed above. On one hand, for the AT and PF the HSG shows higher levels of thickness for both structures under barefoot condition, when the AT is functionally more demanded. On the other hand, for the PT the HSG shows higher levels of thickness and CSA under shod condition, when that tendon is functionally more demanded. Despite the specificity of the relation between connective tissue and lower-limb stiffness, some values were not significant. These results might be explained in regards with the great variability of factors which affect lower-limb stiffness. Variables such as sex difference [7], fatigue [9], and surface type [10] have previously demonstrated to influence this neuromuscular mechanism. Consequently, explaining the lower-limb stiffness exclusively based on connective tissue characteristics would be inaccurate. It is necessary to take into account all the aforementioned factors to analyze the lower-limb stiffness within the context of the spring mass model.

Despite the findings reported here, there are some limitations to be considered. The main limitation was the size of the sample. We assessed fourteen male runners capable of completing a 10 km run under 50 min obtaining thus a homogeneous sample. At the same time, that criteria provoked a reduced sample size what could explain why the power of the correlations between lower-limb stiffness and connective tissue were not very large. Ultimately, participants wore their own running shoes improving, therefore, the ecology of the study. Notwithstanding those limitations, the current study examined the relationship between the connective tissue morphologic characteristics and the lower-limb stiffness in endurance runners.

5. Conclusions

On the one hand, the present study reveals that, greater AT and PF show higher lower-limb stiffness values under barefoot condition. On the other hand, a greater PT shows higher lower-limb stiffness under shod condition. In the light of these results, the specificity of the task determines the relation between the morphologic characteristics of the connective tissue and the lower-limb stiffness during running. Thereby, from a practical standpoint, the morphologic characteristics of the connective tissue (i.e., CSA and thickness) might be more determinant for the runner's lower-limb stiffness and, therefore for running performance, when this tissue is specially demanded by the corresponding foot strike pattern. This specificity shown between the structure (i.e., connective tissue) and the function (i.e., lower-limb stiffness) suggests that runners lead to a specific foot strike pattern, without an adapted corresponding tendon, can lead to inadequate performance and possible injuries due to overstress. Therefore, when considering a change in footwear or even running technique expecting a change in the FSP would need an adaptation of the most functionally demanded tendon for this type of foot strike pattern.

Author Contributions: L.E.R.-S. participated in the design of the study, contributed to data collection and data analysis; F.G.-P. participated in data analysis and interpretation of results; D.J.-C. participated in data collection and data analysis; A.C.-L. participated in data collection and data analysis, F.A. contributed to data analysis and interpretation of the results; A.R.-P. participated in the design of the study, data collection and interpretation of the results. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: “The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Institutional Review Board of San Jorge University (N° 006-18/19).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study. Written informed consent has been obtained from the patient(s) to publish this paper.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to authors preferences.

Acknowledgments: The authors acknowledge all the subjects who participated in the study.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Abbreviations

AT	Achilles tendon
CI	Confidence interval
CT	Contact time
FSP	Foot strike pattern
ICC	intra class correlation coefficient
Kvert	Vertical stiffness
PF	Plantar Fascia
SSC	Stretch-shortening cycle
BMI	Body mass index
CSA	Cross-sectional area
Ft	Flight time
HSG	higher-stiffness group
Kleg	Leg stiffness
LSG	lower-stiffness group
PT	Patellar tendon

References

1. Blickhan, R. The spring-mass model for running and hopping. *J. Biomech.* **1989**, *22*, 1217–1227. [[CrossRef](#)]
2. McMahon, T.A.; Cheng, G.C. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *J. Biomech.* **1990**, *23*, 65–78. [[CrossRef](#)]
3. Komi, P.V. Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *J. Biomech.* **2000**, *33*, 1197–1206. [[CrossRef](#)]
4. Ziliaskoudis, C.; Park, S.Y.; Lee, S.H. Running economy—a comprehensive review for passive force generation. *J. Exerc. Rehabil.* **2019**, *15*, 640–646. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Hamill, J.; Gruber, A.H.; Derrick, T.R. Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *Eur. J. Sport Sci.* **2014**, *14*, 130–136. [[CrossRef](#)]
6. Agresta, C.; Kessler, S.; Southern, E.; Goulet, G.C.; Zernicke, R.; Zandler, J.D. Immediate and short-term adaptations to maximalist and minimalist running shoes. *Footwear Sci.* **2018**, *10*, 95–107. [[CrossRef](#)]
7. Granata, K.P.; Wilson, S.E.; Padua, D.A. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2002**, *12*, 119–126. [[CrossRef](#)]
8. Garcia-Pinillos, F.; Garcia-Ramos, A.; Ramirez-Campillo, R.; Latorre-Roman, P.A.; Roche-Seruerdo, L.E. How Do Spatiotemporal Parameters and Lower-Body Stiffness Change with Increased Running Velocity? A Comparison Between Novice and Elite Level Runners. *J. Hum. Kinet.* **2019**, *70*, 25–38. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
9. Garcia-Pinillos, F.; Carton-Llorente, A.; Jaen-Carrillo, D.; Delgado-Floody, P.; Carrasco-Alarcon, V.; Martinez, C.; Roche-Seruerdo, L.E. Does fatigue alter step characteristics and stiffness during running? *Gait Posture* **2020**, *76*, 259–263. [[CrossRef](#)]

10. Ferris, D.P.; Liang, K.; Farley, C.T. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *J. Biomech.* **1999**, *32*, 787–794. [\[CrossRef\]](#)
11. Ruan, M.; Li, L. Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2010**, *20*, 932–938. [\[CrossRef\]](#)
12. Moore, I. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Med.* **2016**, *46*, 793–807. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
13. Gruber, M.; Kramer, A.; Mulder, E.; Rittweger, J. The Importance of Impact Loading and the Stretch Shortening Cycle for Spaceflight Countermeasures. *Front. Physiol.* **2019**, *10*, 311. [\[CrossRef\]](#)
14. Rogers, S.A.; Whatman, C.S.; Pearson, S.N.; Kilding, A.E. Assessments of Mechanical Stiffness and Relationships to Performance Determinants in Middle-Distance Runners. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 1329–1334. [\[CrossRef\]](#)
15. Bitchell, C.L.; McCarthy-Ryan, M.; Goom, T.; Moore, I.S. Spring-mass characteristics during human locomotion: Running experience and physiological considerations of blood lactate accumulation. *Eur. J. Sport Sci.* **2019**, *19*, 1328–1335. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Pappas, P.; Dallas, G.; Paradisis, G. Reliability of Leg and Vertical Stiffness During High Speed Treadmill Running. *J. Appl. Biomech.* **2017**, *33*, 160–165. [\[CrossRef\]](#)
17. Kerdok, A.E.; Biewener, A.A.; McMahon, T.A.; Weyand, P.G.; Herr, H.M. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J. Appl. Physiol.* **2002**, *92*, 469–478. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
18. Garcia-Pinillos, F.; Latorre-Román, P.A.; Ramirez-Campillo, R.; Parraga-Montilla, J.A.; Roche-Seruelo, L.E. How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. *Gait Posture* **2019**, *68*, 72–77. [\[CrossRef\]](#)
19. Maloney, S.J.; Fletcher, L.M. Lower limb stiffness testing in athletic performance: A critical review. *Sports Biomech.* **2018**. [\[CrossRef\]](#)
20. Lieberman, D.E.; Venkadesan, M.; Werbel, W.A.; Daoud, A.I.; D'Andrea, S.; Davis, L.S.; Mang'eni, R.O.; Pitsiladis, Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* **2010**, *463*, 531–535. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
21. Muñoz-Jiménez, M.; Latorre-Román, P.A.; Soto-Hermoso, V.M.; Garcia-Pinillos, F. Influence of shod/unshod condition and running speed on foot-strike patterns, inversion/eversion, and vertical foot rotation in endurance runners. *J. Sports Sci.* **2015**, *33*, 2035–2042. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
22. Kulmala, J.P.; Avela, J.; Pasanen, K.; Parkkari, J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2013**, *45*, 2306–2313. [\[CrossRef\]](#)
23. Rice, H.; Patel, M. Manipulation of Foot Strike and Footwear Increases Achilles Tendon Loading During Running. *Am. J. Sports Med.* **2017**, *45*, 2411–2417. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
24. Monte, A.; Nardello, F.; Pavei, G.; Moro, S.; Festa, L.; Tarperi, C.; Schena, F.; Zamparo, P. Mechanical determinants of the energy cost of running at the half-marathon pace. *J. Sports Med. Phys. Fit.* **2020**, *60*, 198–205. [\[CrossRef\]](#)
25. McAuliffe, S.; McCreesh, K.; Purtil, H.; O'Sullivan, K. A systematic review of the reliability of diagnostic ultrasound imaging in measuring tendon size: Is the error clinically acceptable? *Phys. Ther. Sport* **2017**, *26*, 52–63. [\[CrossRef\]](#)
26. Del Bano-Aledo, M.E.; Martínez-Paya, J.J.; Ríos-Díaz, J.; Mejías-Suárez, S.; Serrano-Carmona, S.; de Groot-Ferrando, A. Ultrasound measures of tendon thickness: Intra-rater, Inter-rater and Inter-machine reliability. *Muscles Ligaments Tendons J.* **2017**, *7*, 192–199. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
27. Rubio-Peírotén, A.; Garcia-Pinillos, F.; Jaén-Carrillo, D.; Cartón-Llorente, A.; Roche-Seruelo, L.E. Is There a Relationship between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity during a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 1969. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
28. Kernozek, T.W.; Knaus, A.; Rademaker, T.; Almonroeder, T.G. The effects of habitual foot strike patterns on Achilles tendon loading in female runners. *Gait Posture* **2018**, *66*, 283–287. [\[CrossRef\]](#)
29. Cormack, S.J.; Newton, R.U.; McGuigan, M.R.; Doyle, T.L. Reliability of measures obtained during single and repeated counter-movement jumps. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2008**, *3*, 131–144. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
30. Lavcanska, V.; Taylor, N.E.; Schache, A.G. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Hum. Mov. Sci.* **2005**, *24*, 544–557. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
31. Garcia-Pinillos, F.; Latorre-Román, P.A.; Ramirez-Campillo, R.; Parraga-Montilla, J.A.; Roche-Seruelo, L.E. Minimum time required for assessing step variability during running at submaximal velocities. *J. Biomech.* **2018**, *80*, 186–195. [\[CrossRef\]](#)
32. Besser, M.P.; Kmiecik, K.; Schwartz, L.; Snyderman, M.; Wasko, J.; Selby-Silverstein, L. Representation of temporal spatial gait parameters using means in adults without impairment. *Gait Posture* **1999**, *9*, 113.
33. Hanley, B.; Tucker, C.B. Reliability of the OptoJump Next System for Measuring Temporal Values in Elite Racewalking. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *33*, 3438–3443. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Esculier, J.F.; Silvini, T.; Bouyer, L.J.; Roy, J.S. Video-based assessment of foot strike pattern and step rate is valid and reliable in runners with patellofemoral pain. *Phys. Ther. Sport* **2018**, *29*, 108–112. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
35. Morin, J.-B.; Dalleau, G.; Kyröläinen, H.; Jeannin, Y.; Belli, A. A Simple Method for Measuring Stiffness During Running. *J. Appl. Biomech.* **2005**, *21*, 167–180. [\[CrossRef\]](#)
36. Pappas, P.; Paradisis, G.; Tsolakis, C.; Smirniotou, A.; Morin, J.B. Reliabilities of leg and vertical stiffness during treadmill running. *Sports Biomech.* **2014**, *13*, 391–399. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

-
37. Koo, Y.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 38. Hopkins, W.G.; Marshall, S.W.; Batterham, A.M.; Hanin, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, *41*, 3–13. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
 39. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; New York University Academic Press: New York, NY, USA, 1988.
 40. Divert, C.; Mornieux, G.; Baur, H.; Mayer, F.; Belli, A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int. J. Sports Med.* **2005**, *26*, 593–598. [[CrossRef](#)]
 41. Tam, N.; Darragh, L.A.J.; Divekar, N.V.; Lamberts, R.P. Habitual Minimalist Shod Running Biomechanics and the Acute Response to Running Barefoot. *Int. J. Sports Med.* **2017**, *38*, 770–775. [[CrossRef](#)]

7. RESUMEN DE RESULTADOS

A continuación, se exponen los principales hallazgos obtenidos en los diferentes artículos de la presente tesis doctoral.

Artículo 1. Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review.

En la realización de la revisión sistemática se consultaron 4 bases de datos (Pubmed, Web of Science, SPORTDiscus y Scopus), usando como principales términos clave de búsqueda: AT, PT, PF, US, CSA, Thickness and Running. Después de eliminarse las duplicados y aplicarse los criterios de exclusión a los títulos, resúmenes y textos completos, quedaron 34 estudios que formaron parte de la revisión sistemática.

Los corredores de larga distancia tienden a mostrar mayores valores de CSA y grosor de los principales tendones del miembro inferior comparado con sujetos no entrenados. Otras variables que se correlacionan positivamente con las características morfológicas del tejido conectivo son la etnia, el peso, la altura, el sexo y los años de experiencia corriendo.

En cuanto a las variables de carrera, las principales variables estudiadas en cuanto a su relación con las características morfológicas del tejido conectivo son el FSP y el tipo de calzado, mostrando la literatura científica controversia en los resultados obtenidos. Otra variable que sí que mostró una correlación positiva con la morfología del tejido conectivo fue la rigidez del miembro inferior, aunque esta variable ha sido poco estudiada.

Con relación a las variables patológicas del tendón y la morfología de este, la literatura científica muestra cierta controversia ya que algunos estudios apoyan el hecho de que el tendón patológico en corredores es más grueso mientras que en otros estudios no se observan diferencias. Parece ser que la fase de la tendinopatía en la que se encuentra el corredor puede determinar estos aspectos.

Artículo 2. Is There a Relationship Between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity During a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level

44 corredores amateur (30 hombres, 14 mujeres) participaron en el artículo, en el que se investigó la relación entre la morfología de AT, PT y PF, en términos de grosor y CSA medido mediante ecografía, respecto a la reactividad (RSI) durante el salto. La influencia del sexo y el nivel deportivo (mejor marca en una carrera 10km) fueron evaluados.

No se encontró una relación significativa entre la morfología del tejido conectivo y el RSI para ambos sexos. En la comparativa entre sexos, las mujeres mostraron grosores y CSA del tejido conectivo mayores que los hombres ($p < 0,005$) cuando los valores fueron normalizados en relación con la masa corporal. Por su parte, los hombres exhibieron mayores valores de RSI y del rendimiento del drop jump ($p < 0,001$)

Artículo 3. Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners. A prospective study.

14 hombres corredores amateur con una marca inferior a 50 minutos en una carrera 10km participaron en el estudio. Se analizó la relación entre la morfología de AT, PT y PF, en términos de grosor y CSA medido mediante ecografía, respecto a la rigidez del miembro inferior (Kvert y Kleg) bajo dos condiciones; calzado y descalzo.

Corriendo descalzo, se encontró una correlación positiva entre Kleg con el grosor del AT (0,495), con el AT-CSA (0,051) y con el grosor de la PF (0,516); y entre Kvert con el grosor del AT (0,041) y con el grosor de la PF (0,206). Corriendo bajo condiciones de calzado se encontró una correlación positiva entre Kleg con el PT-CSA (0,125) y con el grosor del PT (0,194), y entre Kvert con el PT-CSA (0,234) y con el grosor del PT (0,276). Estas relaciones tienden a cambiar su signo al realizar el cambio de calzado a descalzo.

8. DISCUSIÓN

A lo largo de la presente tesis doctoral se ha investigado la relación existente entre las características morfológicas de los principales elementos del tejido conectivo de la extremidad inferior y la biomecánica de carrera en corredores de larga distancia. A la luz de los hallazgos explicados a lo largo de esta tesis, resulta evidente la importancia de dicho tejido conectivo en la biomecánica de carrera, tanto desde el punto de vista del rendimiento, así como en la prevención de lesiones relacionadas con la práctica de esta actividad deportiva.

Inicialmente se realizó una revisión sistemática para determinar el conocimiento actual aportado por la literatura científica sobre la relación entre morfología del tejido conectivo y carrera. En esta revisión, uno de los principales elementos de los que queda constancia es que la carga a la que el tejido conectivo es sometido durante la carrera es el factor principal en esta relación estudiada. En general, muchos de los estudios analizados muestran la tendencia de cómo tanto el grosor, como la CSA de los principales tendones del miembro inferior es mayor en corredores que en sujetos no entrenados, y cuyos tendones son sometidos a cargas menores (1-5). Este hecho viene explicado por como el tendón se adapta ante las solicitaciones de la actividad de cara a ofrecer una mejor eficacia y rendimiento en dicha actividad. Los tenocitos son los encargados de renovar la matriz extracelular del tendón, y esta función la realizan como respuesta ante los estímulos mecánicos a los que son sometidos. Así una mayor carga conlleva un mayor número de estímulos mecánicos y la consecuente respuesta de adaptación del tendón a estas solicitaciones. Cabe mencionar que dichas características de la actividad y como demandan principalmente unas estructuras u otras juegan un papel fundamental en la relación entre las características morfológicas del tendón y variables biomecánicas como la rigidez de la extremidad inferior; tal y como puede verse en los resultados del artículo 3.

Estos hallazgos de que los corredores presentan AT y PT con una morfología mayor que los sujetos no entrenados, también ocurre cuando la comparativa se hace frente a otros deportistas en los que igualmente dichos tendones están sometidos a cargas menores. Así en deportes como el kayak y waterpolo los valores de CSA tanto del AT como del PT eran significativamente menores que en corredores de larga distancia (6, 7). Por el contrario, cuando la comparativa se realizó frente a otros deportistas cuyos

tendones del miembro inferior sí que están sometidos a una mayor carga, tales como saltadores de esquí o jugadores de volleyball, no se observaron diferencias significativas en los valores morfológicos de dichos tendones (6, 7). Cabe remarcar que deportes como el kayak o el waterpolo no precisan de acciones que provoquen fenómenos de rebote sobre los tendones de la extremidad inferior, de ahí que esa actividad concéntrica-excéntrica de alta carga que sí que aparece en deportes como la carrera o el volleyball podría estar detrás de las adaptaciones tendinosas. Nuevamente la especificidad de la actividad es una de las principales variables que determina dicha adaptación tendinosa.

Un hecho remarcable es que estas diferencias en la morfología tendinosa de los corredores frente a otros sujetos, se da especialmente en corredores de larga distancia, ya que cuando se valora a velocistas las diferencias en la morfología del tendón no fueron significativas (8, 9). Por ello, parece ser que estas adaptaciones morfológicas del tendón ocurren especialmente como respuesta a cargas repetidas mantenidas en el tiempo más que en cargas de mayor magnitud, pero menos repetidas como ocurre en velocistas.

Finalmente, en términos patológicos, para acabar con la influencia de la carga, debemos tener siempre en perspectiva el modelo continuo propuesto por Jill Cook (10). Al igual que la carga es un elemento fundamental para el desarrollo y un buen estado del tendón en particular y del tejido conectivo de forma general, un exceso de carga que no pueda ser asumido por el tendón conducirá a la aparición de patología tendinosa. El manejo de la carga es un factor fundamental para todo el personal encargado de la salud y rendimiento del corredor. Por lo tanto, entrenadores, preparadores físicos, fisioterapeutas, etc. deben ser conscientes de la importancia de este factor y, en consecuencia, saber ajustarlo con el fin de dirigir al tendón del corredor hacia un rendimiento óptimo previniendo la posible aparición de lesiones. No cualquier tipo de carga va a ser suficiente para generar las adaptaciones deseables en el tendón. Por ello, futuros estudios deben profundizar en qué tipo de carga va a generar las adaptaciones más favorables para el rendimiento del corredor sin sobrepasar el umbral que lleva a la patología tendinosa.

Aunque la presente tesis doctoral no versa directamente sobre patología tendinosa, sí que uno de los objetivos que se plantean es analizar la evidencia científica actual respecto a la relación entre la morfología de los mencionados tejidos conectivos y las diferentes variables patológicas. No son muchos los estudios que valoran la relación directa entre morfología del tendón y variables patológicas del mismo en corredores. De

hecho, sólo son 3 estudios los que lo hacen, mostrando resultados contradictorios entre sí (11-13). Mientras que Tillander et al. (13) y Hirschmuller et al. (11) hablan de que los AT patológicos son más gruesos que los tendones sanos en corredores, Lieberthal et al. (12) no hallaron diferencias significativas en este aspecto. Cabe destacar que, en estos tres estudios, a pesar de hablar de tendones patológicos no se especifica el momento de la patología tendinosa en la que se encuentran, dentro de ese modelo continuo del tendón. Previamente se ha explicado que este modelo consta de tres estados o fases: tendinopatía reactiva, deterioro del tendón y tendinopatía degenerativa (10). En las dos primeras fases se observa la presencia de un engrosamiento de la estructura del tendón, mientras que, en la última de ellas, la clínica de este tendón puede mostrar un engrosamiento o no darse, por lo tanto, es un factor que sería interesante conocer de los estudios mencionados. Adicionalmente, cabe señalar que uno de los criterios de inclusión del estudio de Lieberthal et al. (12) fue que los sujetos debían haber corrido una maratón o media maratón en los dos últimos años. El volumen de kilómetros necesarios para completar el entrenamiento de tales tipos de carrera suele ser bastante importante. De hecho, el número de kilómetros semanales recorridos por los participantes en el estudio de Lieberthal et al. es casi el doble que el de los estudios de Hirschmuller et al. (11) y de Tillander et al. (13). Puede suceder que los participantes del estudio de Lieberthal et al, habiendo corrido un mayor número de kilómetros y por tanto generando una mayor carga sobre el tendón, se encuentren en un estado más avanzado de tendinopatía. Esto podría corresponder a esa fase de la tendinopatía degenerativa en la que el tendón no aparece necesariamente engrosado. Como explica Cook et al., esta última fase de patología tendinosa es característica de sujetos más jóvenes o deportistas de élite con un tendón sobrecargado crónicamente, lo que también es una característica de la muestra de estudio de Lieberthal et al. Además, como explica Cook et al. en su reciente actualización de su modelo continuo de tendón, no siempre todos los tendones patológicos y dolorosos muestran una imagen ecográfica alterada (14).

Dentro del objetivo de analizar la evidencia científica actual entre las variables biomecánicas de carrera y la morfología del tejido conectivo, son numerosas las variables que han sido valoradas y que aparecen explicadas con mayor detalle en el artículo 1 de la presente tesis doctoral. Dentro de ellas, las más valoradas en los diferentes estudios han sido el tipo de calzado (15, 16) y el FSP (17, 18). Sin embargo, los resultados mostrados son contradictorios teniendo en cuenta la estrecha relación que se da entre el tipo de

calzado y el FSP. Es conocido que habitualmente una mayoría de corredores que usan calzado minimalista tienden a mostrar un FSP de tipo FFS. Sin embargo, mientras que ciertos estudios muestran que los corredores con calzado minimalista presentan mayor grosor y CSA del AT (15, 16), los estudios que relacionan el FSP con la morfología del tendón no encuentran una relación significativa entre estas variables. Volviendo al aspecto de la carga cabría pensar que los corredores con calzado minimalista y/o que presenta un FFS solicitan más el AT que otros tipos de FSP, y por lo tanto la adaptación del AT, y en consonancia sus variables morfológicas, será mayor. No obstante, tal y como se ha comentado estos resultados no son apoyados por toda la literatura científica actual enfocada sobre dicha relación. También cabe mencionar que son solo 2 estudios los que analizan dicha relación entre FSP y morfología tendinosa, por lo que nuevos estudios son necesarios para tratar de esclarecer como se da esta relación.

Otra de las variables biomecánica de carrera que ha sido analizada en la literatura científica y que mostró una correlación positiva con la morfología del AT fue la rigidez del miembro inferior. Cabe mencionar que sólo un estudio desarrollado por Monte et al. (19) fue el que analizó la relación entre estas variables. Principalmente, los resultados obtenidos por Monte et al. (19) fueron que la Kvert presentaba una correlación positiva con el AT-CSA en corredores de media maratón. Siguiendo esta línea, los resultados obtenidos en el artículo 3 apoyan los obtenidos por Monte et al (19), viéndose una relación entre la rigidez del miembro inferior y las características morfológicas de los tendones valorados. Sin embargo, en el artículo 3 se muestra cómo esta relación solo se da cuando el correspondiente tendón es especialmente demandado por las características de la actividad. Nuevamente, la especificidad de la actividad condiciona la relación entre morfología tendinosa y una variable biomecánica de carrera. El principal hallazgo en el artículo 3 es que se dio una correlación positiva entre AT-CSA y Kleg, y entre el grosor del AT y de la PF con la Kvert y la Kleg cuando los corredores corrían descalzos. Sin embargo, en condiciones en la que los corredores corrían calzados se encontró una correlación positiva entre el CSA y el grosor del PT respecto a la Kvert y la Kleg. Además de ello estas correlaciones tienden a cambiar de signo cuando se realiza el cambio de calzado a descalzo y viceversa. Una vez más, como se ha comentado a lo largo de la esta discusión, la especificidad de la actividad parece ser el factor que explica estos hallazgos. Es conocido que cuando los sujetos corren descalzos, en un porcentaje importante tienden a mostrar durante la carrera un FFS (20). Como ya se ha mencionado, los corredores con

un FFS generan una mayor demanda del AT (21). Por otro lado, cuando los corredores corren calzados, el tipo de patrón predominante es el RFS (22). Los corredores con este tipo de patrón, por tanto, generan una mayor demanda del PT, debido al mayor movimiento de flexión producido en la articulación de la rodilla (23). De este modo lo que los datos de este artículo 3 muestran es que se da una correlación positiva entre las morfología tendinosa y la rigidez del miembro inferior cuando dichos tendones son especialmente solicitados por la actividad. Es decir, cuando los corredores realizan la carrera descalzos, implicando una mayor demanda del AT y de la PF, un mayor grosor y CSA de estas estructuras correlaciona positivamente con una mayor rigidez del miembro inferior. Sin embargo, cuando la carrera se realiza calzado, con una mayor demanda sobre el PT, un mayor grosor y CSA de este tendón correlacionan positivamente con una mayor rigidez del miembro inferior. El estudio mencionado de Monte et al. (19) analiza solo el AT sin tener en cuenta la condición calzado-descalzo. No obstante, un hecho remarcable del estudio de Monte et al. (19) es que la correlación positiva entre AT-CSA y Kvert se daba en los corredores más rápidos. Típicamente, los corredores más rápidos tienden a mostrar un patrón FFS, por lo que este hallazgo iría en la misma línea de los resultados obtenidos en el artículo 3. Sin embargo, esta variable no fue recogida en el estudio de Monte et al. (19) por lo que este hecho no puede ser confirmado.

Dentro de las relaciones entre biomecánica de carrera y morfología del tejido conectivo, en otro de los objetivos de la presente tesis doctoral se plantea abordar la relación entre la morfología del tejido conectivo del miembro inferior y la reactividad en el salto en corredores de larga distancia.

Los resultados obtenidos durante este artículo muestran una limitada relación entre la morfología de AT, PT y PF y el RSI. Estos resultados son acordes con el estudio desarrollado por Earp et al. (24) donde tampoco se halló una relación entre el grosor de AT y PT con la ejecución durante el drop jump. Un estudio que, sí obtuvo una correlación positiva, sin ser significativa, entre el grosor del PT y la ejecución del salto tipo CMJ. La clave de estos hallazgos puede estar nuevamente en la especificidad de la actividad y debido a esta en la sollicitación que la actividad hace de los correspondientes tendones. Durante el salto tipo CMJ es necesario realizar un amplio movimiento de flexión de rodilla, a diferencia del drop jump, con el objetivo de generar el mayor impulso posible. Este hecho de realizar un movimiento de flexión de rodilla implica una mayor sollicitación del PT, de ahí que pueda explicarse esa tendencia hacia una correlación positiva entre

grosor del PT y el salto tipo CMJ. En el caso del artículo 2 ocurre algo similar. A pesar de no obtener una correlación significativa, sí que se observa una tendencia hacia una correlación positiva entre la morfología del AT y de la PF con el RSI durante el drop jump. El drop jump, a diferencia del salto tipo CMJ, se realiza con las rodillas extendidas sin permitir que se flexionen, por ello gran parte de la carga y sollicitación en este tipo de salto recae sobre las estructuras del pie y tobillo como el AT y la PF. Otra vez, parece indicar que la especificidad de la actividad es uno de los principales factores que determina la relación entre morfología del tejido conectivo y la reactividad durante el salto. Así, en el artículo 2 el hecho de que el drop jump solicita más el AT y la PF puede justificar esa tendencia hacia una correlación positiva dónde un mayor grosor y CSA del AT y de la PF tienden a mostrar una mayor reactividad en términos de RSI.

La carga y la especificidad de la actividad se muestran como los dos factores fundamentales en la relación entre la morfología del tejido conectivo y la biomecánica de carrera en corredores de larga distancia. Todo corredor, así como los profesionales entorno a él deberían tener en cuenta estos dos aspectos. El manejo de la carga durante los entrenamientos o competiciones debe constituir un elemento básico con el objetivo de mejorar el rendimiento deportivo a través de una mejor biomecánica de carrera y prevenir en la medida de lo posible la aparición de lesiones tendinosas relacionadas con la carrera. Sin embargo, más allá de la carga soportada por el tendón de forma general, el manejo de dicha carga debería ir condiciona en función de la especificidad mostrada por el corredor. Así variables como el FSP o el tipo de calzado van a condicionar una mayor demanda sobre los diferentes tendones de la extremidad inferior, y, por tanto, el manejo de la carga debe orientarse especialmente hacia esos tendones.

8.1 Referencias

1. Hullfish TJ, Hagan KL, Casey E, Baxter JR. Achilles tendon structure differs between competitive distance runners and nonrunners despite no clinical signs or symptoms of midsubstance tendinopathy. *Journal of applied physiology*. 2018;125(2):453-8.
2. Kubo K, Miyazaki D, Yamada K, Yata H, Shimoju S, Tsunoda N. Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. *Journal of biomechanics*. 2015;48(10):1937-43.
3. Kubo K, Tabata T, Ikebukuro T, Igarashi K, Yata H, Tsunoda N. Effects of mechanical properties of muscle and tendon on performance in long distance runners. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110(3):507-14.
4. Magnusson SP, Kjaer M. Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol*. 2003;90(5-6):549-53.
5. Salinero JJ, Lara B, Gutierrez-Hellin J, Gallo-Salazar C, Areces F, Jiménez F, et al. Thickness and cross-sectional area of the achilles tendon in marathon runners: a cross-sectional study. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2020;26:391-5.
6. Wiesinger HP, Rieder F, Kisters A, Muller E, Seynnes OR. Are Sport-Specific Profiles of Tendon Stiffness and Cross-Sectional Area Determined by Structural or Functional Integrity? *PloS one*. 2016;11(6):e0158441.
7. Kongsgaard M, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of applied physiology*. 2005;99(5):1965-71.
8. Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tomita M, Okada M. Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. *Journal of applied biomechanics*. 2011;27(4):336-44.
9. Kubo K, Miyazaki D, Ikebukuro T, Yata H, Okada M, Tsunoda N. Active muscle and tendon stiffness of plantar flexors in sprinters. *Journal of sports sciences*. 2017;35(8):742-8.

10. Cook JL, Purdam CR. Is tendon pathology a continuum? A pathology model to explain the clinical presentation of load-induced tendinopathy. (1473-0480 (Electronic)).
11. Hirschmuller A, Frey V, Konstantinidis L, Baur H, Dickhuth HH, Sudkamp NP, et al. Prognostic value of Achilles tendon Doppler sonography in asymptomatic runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(2):199-205.
12. Lieberthal K, Paterson KL, Cook J, Kiss Z, Girdwood M, Bradshaw EJ. Prevalence and factors associated with asymptomatic Achilles tendon pathology in male distance runners. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2019;39:64-8.
13. Tillander B, Gauffin H, Lyth J, Knutsson A, Timpka T. Symptomatic Achilles Tendons are Thicker than Asymptomatic Tendons on Ultrasound Examination in Recreational Long-Distance Runners. *Sports*. 2019;7(12).
14. Cook JL, Rio E, Purdam CR, Docking SI. Revisiting the continuum model of tendon pathology: what is its merit in clinical practice and research? *British journal of sports medicine*. 2016;50(19):1187-91.
15. Histen K, Arntsen J, L'Hereux L, Heeren J, Wicki B, Saint S, et al. Achilles Tendon Properties of Minimalist and Traditionally Shod Runners. *Journal of sport rehabilitation*. 2017;26(2):159-64.
16. Zhang X, Delabastita T, Lissens J, De Beenhouwer F, Vanwanseele B. The morphology of foot soft tissues is associated with running shoe type in healthy recreational runners. *Journal of science and medicine in sport*. 2018;21(7):686-90.
17. Kernozek TW, Knaus A, Rademaker T, Almonroeder TG. The effects of habitual foot strike patterns on Achilles tendon loading in female runners. *Gait Posture*. 2018;66:283-7.
18. Kubo N MD, Tanaka S, Shimoju S, Tsunoda N. Relationship between Achilles tendon properties and foot strike patterns in long distance runners. *Journal of Sports Science*. 2015;33(7):665-9.
19. Monte A, Nardello F, Pavei G, Moro S, Festa L, Tarperi C, et al. Mechanical determinants of the energy cost of running at the half-marathon pace. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2020;60(2):198-205.

20. Munoz-Jimenez M, Latorre-Roman PA, Soto-Hermoso VM, Garcia-Pinillos F. Influence of shod/unshod condition and running speed on foot-strike patterns, inversion/eversion, and vertical foot rotation in endurance runners. *Journal of sports sciences*. 2015;33(19):2035-42.
21. Rice H, Patel M. Manipulation of Foot Strike and Footwear Increases Achilles Tendon Loading During Running. *The American journal of sports medicine*. 2017;45(10):2411-7.
22. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531-5.
23. Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine and science in sports and exercise*. 2013;45(12):2306-13.
24. Earp JE, Kraemer WJ, Cormie P, Volek JS, Maresh CM, Joseph M, et al. Influence of muscle-tendon unit structure on rate of force development during the squat, countermovement, and drop jumps. *Journal of strength and conditioning research*. 2011;25(2):340-7.

9. LIMITACIONES

A continuación, se detallan las diferentes limitaciones que se han encontrado a lo largo del desarrollo de los diferentes artículos que conforman la presente tesis doctoral.

La primera de las limitaciones a comentar, que se da tanto en el artículo 2 como en el artículo 3 es que la muestra de ambos artículos está compuesta en su totalidad por corredores amateur de larga distancia. El adecuar el nivel atlético lo máximo posible tiene por un lado la ventaja de homogeneizar al máximo posible la muestra, pero por el contrario dificulta la extrapolación de datos a otro tipo de población. Así, por ejemplo, alguno de los estudios presentados en la revisión sistemática, dónde se dan diferencias en la morfología del tendón entre sujetos entrenados y no entrenados, utilizan en sus muestras tanto corredores amateur (1) como sujetos profesionales (2). Sin embargo, hasta el conocimiento del autor de la tesis doctoral no se han analizado la morfología del tejido conectivo respecto a la reactividad durante el salto ni respecto a la rigidez del miembro inferior en corredores profesionales.

Otra población de estudio que no fue incluida en los artículos desarrollados para la presente tesis doctoral fueron los sujetos con patología tendinosa. Las características del tendón patológico podrían determinar que las relaciones respecto a la reactividad y a la rigidez pudieran verse modificadas. Así, mientras que en el artículo 2 la relación entre morfología tendinosa y reactividad durante el salto fue limitada, hay un estudio desarrollado por Zellers et al. (3) donde el AT-CSA correlacionaba positivamente con la eficiencia en el salto tipo CMJ y drop CMJ en sujetos que habían sufrido una ruptura del AT doce meses atrás.

En segundo lugar, otra limitación relacionada con la muestra utilizada en los artículos de la presente tesis doctoral es que en el artículo 3, nuevamente con el fin de homogeneizar al máximo posible la muestra, se contó únicamente con sujetos de sexo masculino quedando sin analizar sujetos de sexo femenino. Como se ha comentado en el capítulo correspondiente de la presente tesis doctoral, son múltiples los estudios que han valorado las diferencias por sexo presentes en la morfología tendinosa (4, 5). Por tanto, las características propias de la morfología tendinosa determinadas por la influencia del sexo podrían modificar la relación de dicha morfología respecto a la rigidez del miembro inferior.

En tercer lugar, otra limitación que debe ser mencionada es que tanto en el artículo 2 como en el 3 los sujetos, con el fin de mejorar la ecología de ambos artículos, realizaron todos los test llevando su propio calzado. Este aspecto debe tratarse con cautela ya que es conocido como las características del calzado pueden modificar determinadas variables de carrera tales como los tiempos de vuelo y de contacto.

Otra limitación a tener en cuenta en relación con el cálculo de la rigidez de la extremidad inferior es el hecho de usar el método de la onda sinusoidal de Morin. Como se ha explicado en el capítulo correspondiente, este método no constituye un método directo sino un método de aproximación. Habitualmente los métodos directos para el cálculo de la rigidez del miembro inferior suponen un importante coste económico además de que el método de Morin ha mostrado una buena precisión y eficacia.

Un aspecto que también conlleva una limitación es el tipo de estudio utilizado en los artículos 2 y 3. El hecho de usar una metodología de corte transversal, impide establecer relaciones causa-efecto. Por ello, de cara a futuros estudios dentro de la presente línea de investigación, se plantea realizar ensayos clínicos donde se puede valorar las adaptaciones tendinosas a cargas controladas en diferentes situaciones.

Finalmente, todas los test que implicaban la necesidad de que los sujetos corrieran se realizaron en condiciones de laboratorio sobre un tapiz rodante motorizado. Es conocido que la carrera sobre tapiz rodante y sobre el suelo presenta ciertas diferencias, lo que implica que los resultados obtenidos deben extrapolarse siempre teniendo en mente estos aspectos. No obstante, un estudio reciente de Van Hooren et al (6) se mostró que ambas situaciones son perfectamente comparables siempre y cuando se realice un tiempo de familiarización por parte del corredor a la prueba que va a realizar sobre el tapiz rodante. Por ello en los artículos de la presente tesis doctoral, previamente a todos los test que implicaban correr en tapiz rodante, los sujetos realizaron un periodo de acomodación de 8' (7) que aparece descrito en las correspondientes secciones metodológicas de los artículos. Además de esto, cabe mencionar que el hecho de realizar los test sobre un tapiz rodante permite garantizar entre otros aspectos una misma velocidad de carrera, algo que resulta fundamental para garantizar la fiabilidad de los resultados de algunas de las variables biomecánicas testadas.

9.1 Referencias

1. Salinero JJ, Lara B, Gutierrez-Hellin J, Gallo-Salazar C, Areces F, Jiménez F, et al. Thickness and cross-sectional area of the Achilles tendon in marathon runners: A cross-sectional study. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2020;26:391-5.
2. Devaprakash D, Obst SJ, Lloyd DG, Barrett RS, Kennedy B, Ball I, et al. The Free Achilles Tendon Is Shorter, Stiffer, Has Larger Cross-Sectional Area and Longer T2(*) Relaxation Time in Trained Middle-Distance Runners Compared to Healthy Controls. *Frontiers in physiology*. 2020;11:965.
3. Zellers, J.A.; Pohlig, R.T.; Cortes, D.H.; Gravare Silbernagel, K. Achilles tendon cross-sectional area at 12 weeks post-rupture relates to 1-year heel-rise height. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2020, 28, 245–252.
4. Hansen M. KM. Metabolic Influences on Risk for Tendon Disorders. *Advances in Experimental Medicine and Biology*: Springer, Cham; 2016.
5. Westh E, Kongsgaard M, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Hansen M, Kjaer M, et al. Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2008;18(1):23-30.
6. Van Hooren B, Fuller JT, Buckley JD, Miller JR, Sewell K, Rao G, et al. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports medicine*. 2020;50(4):785-813.
7. Lavcanska V, Taylor NF, Schache AG. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human movement science*. 2005;24(4):544-57.

10. PERSPECTIVAS DE FUTURO

El tejido conectivo es un elemento fundamental del sistema locomotor y por ende representa una de las piedras angulares que permiten explicar el modelo masa-muelle que se desarrolla durante la carrera humana.

Actualmente el running representa uno de los principales deportes practicados por la población a nivel mundial. De ahí que todas las empresas relacionadas con este sector invierten cada vez más capital en la innovación de material que permite una mejora del rendimiento deportivo y de la prevención de lesiones relacionadas con el running. La tendencia en un futuro muy cercano a ser de tratar de individualizar al máximo posible el material, entrenamientos y tratamientos a las características biomecánicas del corredor. Dentro de esa individualización, a la luz de los hallazgos mostrados en la presente tesis doctoral, las características morfológicas del tejido conectivo y su relación con las variables biomecánicas de carrera deberían ser tenidas muy en cuenta. En la presente tesis doctoral se ha mostrado que la rigidez del miembro inferior era mayor conforme mayores eran los valores morfológicos del tendón que era especialmente demandado por las características de la actividad, en este caso carrera calzado o descalzo. Estudios futuros deberían analizar qué tipo de calzado favorece más el rendimiento del corredor en función de cómo sean las características morfológicas de sus tendones de Aquiles y rotuliano junto a como es su biomecánica de carrera.

En esta misma línea, dentro del ámbito del entrenamiento, sería importante estudiar qué tipo de entrenamientos puede favorecer la adaptación tendinosa a la carga teniendo en cuenta cuáles de estas estructuras son más demandas según sea la biomecánica del corredor.

De cara a una generalización de los resultados expuestos en la presente tesis doctoral, puede resultar de interés en futuros estudios replicar la metodología aplicada en los artículos de esta tesis, pero realizados tanto sobre una muestra de corredores profesionales, así como sobre corredores que presenten patología tendinosa. Estos 2 tipos de muestra permitirían profundizar y afianzar el conocimiento sobre la relación de la morfología del tejido conectivo del miembro inferior y la biomecánica de carrera.

Del mismo, es interesante de cara a estudios futuros analizar muestras exclusivamente de sexo femenino, sobre todo controlando aspectos hormonales o

relacionados con el periodo menstrual, los cuáles se han mostrado que pueden ser influyentes en la morfología del tejido conectivo.

Puesto que el tendón depende directamente del comportamiento muscular, aspectos tales como valorar aspectos de contractilidad, activación, etc. mediante electromiografía pueden influir en la morfología tendinosa y por tanto ser objeto de estudio. Del mismo modo, aspectos musculares valorables mediante ecografía como el ángulo de penación pueden ser otra variable de interés a tener en cuenta.

Herramientas que cada vez está siendo más utilizadas como son el big data o la inteligencia artificial van a jugar un papel fundamental en investigaciones futuras. El hecho de poder recoger y analizar muchas variables de multitud de sujetos, permitirán establecer modelos predictivos de que factores pueden suponer un riesgo para la patología tendinosa, así como los factores más influyentes en el rendimiento deportivo.

Finalmente, trasladar los artículos realizados en esta tesis a la carrera en el suelo, fuera del tapiz rodante, permitiría dotar de mayor veracidad los hallazgos obtenidos. El uso de wearables que permitan realizar este tipo de estudios obteniendo datos en tiempo real tales como rigidez del miembro inferior o la reactividad es un aspecto fundamental. Este tipo de wearables han sido sometidos a diferentes mediciones de validez y fiabilidad por lo que sería interesante en estudios futuros valorar como las variables obtenidas por estos sensores se relación con la características morfológicas del tejido conectivo.

11. CONCLUSIONES

- I. Las características morfológicas del tejido conectivo del miembro inferior muestran una relación fundamental con la biomecánica de carrera en corredores de larga distancia, como consecuencia de las adaptaciones morfológicas sufridas ante la carga a la que son sometidas dichas estructuras. Las características de la actividad determinan la dirección de esta relación entre estructura y actividad.
- II. La evidencia científica actual pone de manifiesto que la carga repetida de forma continuada a la que está sometido el tejido conectivo del miembro inferior en corredores de larga distancia constituye el factor principal que determina las diferencias morfológicas de este tejido conectivo frente a sujetos no entrenados u otros deportistas en los que la carga sobre este tejido es menor. La adaptación del tendón como respuesta a la carga es la responsable de estas diferencias, sin embargo, estas diferencias especialmente parecen darse cuando la carga se repite de forma continuada en el tiempo, como ocurre en los corredores de larga distancia, ya que esas diferencias no se dan en velocistas dónde el tiempo que se repiten las cargas sobre el tejido conectivo es menor.
- III. La literatura científica actual indica que las variables biomecánicas que correlacionan con las características morfológicas del tendón en corredores de larga distancia son el tipo de calzado del corredor y la Kvert. Sin embargo, los estudios que analizan estas relaciones son muy escasos por lo que son necesarias nuevas investigaciones para confirmar estos resultados. En la relación entre variables patológicas del tendón y las características morfológicas del mismo, los resultados de los diferentes estudios arrojan conclusiones contradictorias. La clave para determinar si existen diferencias morfológicas entre el tendón sano y el patológico en corredores de larga distancia parece ser la fase de patología tendinosa en la que se encuentre el tendón afectado.

- IV. La relación entre las características morfológicas del tejido conectivo del miembro inferior y la reactividad durante el drop jump en corredores de larga distancia es limitada. Únicamente se aprecia una tendencia hacia una correlación positiva entre la morfologías del AT y de la PF respecto al RSI.

- V. La especificidad de la actividad determina la relación entre las características morfológicas del tejido conectivo del miembro inferior y la rigidez del miembro inferior. Así, en condiciones de carrera calzado, se da una correlación positiva entre la morfología del PT y la rigidez de miembro inferior, mientras que en condiciones de carrera descalzo la correlación positiva se encuentra entre la morfología del AT y PF con la rigidez de miembro inferior. Por ello, los trabajos y ejercicios destinados a mejorar la eficiencia de este tejido y la prevención de lesiones deberían orientarse en función de cómo la biomecánica del corredor demanda más unas estructuras u otras.

12. ANEXOS

Se adjuntan los siguientes ANEXOS:

- ANEXO 1: FI-379. Aceptación escrita de los coautores para que el doctorando presente el trabajo como tesis doctoral.
- ANEXO 2: Informe positivo del comité de ética para los artículos 2 y 3.
- ANEXO 3: Modelo de consentimiento informado de los artículos 2 y 3.
- ANEXO 4: Currículum abreviado CVA del doctorando.

12.1 ANEXO 1. FI-379. Aceptación de coautores de publicaciones en tesis doctorales por compendio de artículos

*Aceptación de Coautores de Publicaciones en Tesis Doctorales
por Compendio de Artículos*

ACEPTACIÓN ESCRITA DE LOS COAUTORES PARA QUE EL DOCTORANDO PRESENTE EL TRABAJO COMO TESIS DOCTORAL / *Written acceptance of the co-authors of a research publication for its presentation as part of a PhD Thesis*

Datos del coautor / *co-author data*

DNI/NIE/PASAPORTE <i>Identity number</i>	25191104D
Apellidos, nombre del coautor <i>Coauthor's surname, name</i>	Roche Seruendo, Luis Enrique
Institución, departamento, universidad de pertenencia <i>Affiliation, Department, University</i>	Universidad San Jorge, Zaragoza, España.
Categoría <i>Academic category</i>	Doctor
Doctor/a	☐ Sí / Yes ☐ No (rellenar el apartado de renuncia / <i>please fill in the resignation below</i>)
Título de las publicaciones <i>Title of the research publications affected</i>	1. Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review. 2. Is There a Relationship Between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity During a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level 3. Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners. A prospective study.
Apellidos, nombre del doctorando <i>PhD student's surname, name</i>	Rubio Peirotén, Alberto

Acepto que la publicación mencionada sea presentada por el doctorando como trabajo que forma parte de su tesis doctoral / *Hereby I accept that the above mentioned research publication is presented by the PhD student as part of its PhD Thesis.*

En Villanueva de Gállego, a 20 de Diciembre de 2021



Firma / *Signature*

RENUNCIA DEL COAUTOR NO DOCTOR A PRESENTAR EL TRABAJO COMO

PARTE DE OTRA TESIS DOCTORAL / *Resignation of the co-author to use the research publication as part of my PhD Thesis*

Renuncio a presentar las publicaciones mencionadas como parte de otra tesis doctoral / *I resign to use the mentioned publications as part of my PhD Thesis*

Firma / *Signature*

ACEPTACIÓN ESCRITA DE LOS COAUTORES PARA QUE EL DOCTORANDO PRESENTE EL TRABAJO COMO TESIS DOCTORAL / *Written acceptance of the co-authors of a research publication for its presentation as part of a PhD Thesis*

Datos del coautor / *co-author data*

DNI/NIE/PASAPORTE <i>Identity number</i>	15450770Z
Apellidos, nombre del coautor <i>Coauthor's surname, name</i>	García Pinillos, Felipe
Institución, departamento, universidad de pertenencia <i>Affiliation, Department, University</i>	Department of Physical Education and Sport, Faculty of Sports Sciences, University of Granada, Granada, Spain
Categoría <i>Academic category</i>	Doctor
Doctor/a	☐ Sí / Yes ☐ No (rellenar el apartado de renuncia / <i>please fill in the resignation below</i>)
Título de las publicaciones <i>Title of the research publications affected</i>	4. Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review. 5. Is There a Relationship Between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity During a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level 6. Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners. A prospective study.
Apellidos, nombre del doctorando <i>PhD student's surname, name</i>	Rubio Peirotén, Alberto

Acepto que la publicación mencionada sea presentada por el doctorando como trabajo que forma parte de su tesis doctoral / *Hereby I accept that the above mentioned research publication is presented by the PhD student as part of its PhD Thesis.*

En Villanueva de Gállego, a 20 de Diciembre de 2021



Firma / *Signature*

RENUNCIA DEL COAUTOR NO DOCTOR A PRESENTAR EL TRABAJO COMO

PARTE DE OTRA TESIS DOCTORAL / *Resignation of the co-author to use the research publication as part of my PhD Thesis*

Renuncio a presentar las publicaciones mencionadas como parte de otra tesis doctoral / *I resign to use the mentioned publications as part of my PhD Thesis*

Firma / *Signature*

ACEPTACIÓN ESCRITA DE LOS COAUTORES PARA QUE EL DOCTORANDO PRESENTE EL TRABAJO COMO TESIS DOCTORAL / *Written acceptance of the co-authors of a research publication for its presentation as part of a PhD Thesis*

Datos del coautor / *co-author data*

DNI/NIE/PASAPORTE <i>Identity number</i>	48500181N
Apellidos, nombre del coautor <i>Coauthor's surname, name</i>	Jaén Carrillo, Diego
Institución, departamento, universidad de pertenencia <i>Affiliation, Department, University</i>	Universidad San Jorge, Zaragoza, España.
Categoría <i>Academic category</i>	Doctor
Doctor/a	☐ Sí / Yes ☐ No (rellenar el apartado de renuncia / <i>please fill in the resignation below</i>)
Título de las publicaciones <i>Title of the research publications affected</i>	7. Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review. 8. Is There a Relationship Between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity During a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level 9. Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners. A prospective study.
Apellidos, nombre del doctorando <i>PhD student's surname, name</i>	Rubio Peirotén, Alberto

Acepto que la publicación mencionada sea presentada por el doctorando como trabajo que forma parte de su tesis doctoral / *Hereby I accept that the above mentioned research publication is presented by the PhD student as part of its PhD Thesis.*

En Villanueva de Gállego, a 20 de Diciembre de 2021



Firma / *Signature*

RENUNCIA DEL COAUTOR NO DOCTOR A PRESENTAR EL TRABAJO COMO

PARTE DE OTRA TESIS DOCTORAL / *Resignation of the co-author to use the research publication as part of my PhD Thesis*

Renuncio a presentar las publicaciones mencionadas como parte de otra tesis doctoral / *I resign to use the mentioned publications as part of my PhD Thesis*

Firma / *Signature*

ACEPTACIÓN ESCRITA DE LOS COAUTORES PARA QUE EL DOCTORANDO PRESENTE EL TRABAJO COMO TESIS DOCTORAL / *Written acceptance of the co-authors of a research publication for its presentation as part of a PhD Thesis*

Datos del coautor / *co-author data*

DNI/NIE/PASAPORTE <i>Identity number</i>	53540254A
Apellidos, nombre del coautor <i>Coauthor's surname, name</i>	Cartón-Llorente, Antonio
Institución, departamento, universidad de pertenencia <i>Affiliation, Department, University</i>	Universidad San Jorge, Zaragoza, España.
Categoría <i>Academic category</i>	Doctor
Doctor/a	☐ Sí / Yes ☐ No (rellenar el apartado de renuncia / <i>please fill in the resignation below</i>)
Título de las publicaciones <i>Title of the research publications affected</i>	10. Connective tissue morphologic characteristics in runners. How do they relate with running biomechanics and tendon pathology? A systematic review. 11. Is There a Relationship Between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity During a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level 12. Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners. A prospective study.
Apellidos, nombre del doctorando <i>PhD student's surname, name</i>	Rubio Peirotén, Alberto

Acepto que la publicación mencionada sea presentada por el doctorando como trabajo que forma parte de su tesis doctoral / *Hereby I accept that the above mentioned research publication is presented by the PhD student as part of its PhD Thesis.*

En Villanueva de Gállego, a 20 de Diciembre de 2021



Firma / *Signature*

RENUNCIA DEL COAUTOR NO DOCTOR A PRESENTAR EL TRABAJO COMO

PARTE DE OTRA TESIS DOCTORAL / *Resignation of the co-author to use the research publication as part of my PhD Thesis*

Renuncio a presentar las publicaciones mencionadas como parte de otra tesis doctoral / *I resign to use the mentioned publications as part of my PhD Thesis*

Firma / *Signature*

ACEPTACIÓN ESCRITA DE LOS COAUTORES PARA QUE EL DOCTORANDO PRESENTE EL TRABAJO COMO TESIS DOCTORAL / Written acceptance of the co-authors of a research publication for its presentation as part of a PhD Thesis

Datos del coautor / co-author data

DNI/NIE/PASAPORTE Identity number	46734926f
Apellidos, nombre del coautor Coauthor's surname, name	Abat González, Ferran
Institución, departamento, universidad de pertenencia Affiliation, Department, University	ReSport Clinic
Categoría Academic category	MD.PhD
Doctor/a	○ Sí / Yes ○ No (rellenar el apartado de renuncia / please fill in the resignation below)
Título de las publicaciones Title of the research publications affected	Relationship between connective tissue morphology and lower-limb stiffness in endurance runners. A prospective study.
Apellidos, nombre del doctorando PhD student's surname, name	Rubio Peiróten, Alberto

Acepto que la publicación mencionada sea presentada por el doctorando como trabajo que forma parte de su tesis doctoral / Hereby I accept that the above mentioned research publication is presented by the PhD student as part of its PhD Thesis.

En Barcelona, a 20 de Diciembre de 2021



Firma / Signature

RENUNCIA DEL COAUTOR NO DOCTOR A PRESENTAR EL TRABAJO COMO PARTE DE OTRA TESIS DOCTORAL / Resignation of the co-author to use the research publication as part of my PhD Thesis

Renuncio a presentar las publicaciones mencionadas como parte de otra tesis doctoral / I resign to use the mentioned publications as part of my PhD Thesis

Firma / Signature

12.2 ANEXO 2. Informe positivo del comité de ética para los artículos 2 y 3.

Informe positivo del comité de ética para los artículos 2 y 3.

Fecha 26/02/2019

INFORME Nº 006-18/19

COMITÉ ETICA UNIVERSIDAD SAN JORGE

Estudio

Autor

RIGIDEZ DE LA EXTREMIDAD INFERIOR EN CORREDORES DE RESISTENCIA	Luis Enrique Roche Seruendo Felipe García Pinillos (Univ Jaén) Antonio Cartón Llorente Diego Jaén Carrillo Alejandro Almenar Amandine Gonthier Alberto Rubio Peirotén
---	--

Características, Objetivos

Objetivo primario: Establecer la correlación entre la rigidez del tren inferior en corredores de resistencia con los parámetros espaciotemporales.

Objetivos secundarios:

- Comparar las características del tendón de Aquiles, fascia plantar y tendón rotuliano en diferentes poblaciones de corredores de diferentes niveles de rendimiento.
- Valorar la relación entre el grosor de los tendones implicados en salto y carrera con los parámetros espaciotemporales.

Resumen

MATERIAL Y MÉTODO

PROTOCOLO PRE-CARRERA

- Antropometría
 - Se medirá la altura y peso de los sujetos, así como composición corporal mediante TANITA.
 - De manera específica se medirán las características antropométricas del pie del sujeto mediante dos sistemas de medida
 - Plataforma antropométrica del pie: Es una plataforma sobre la cual se realizan medidas anatómicas del pie cómo la longitud, la altura del arco en diferentes condiciones, la anchura de la zona media del pie, etc.
 - Estas mediciones se harán con el protocolo Sit-to-Stand. Se repetirán las mismas mediciones con el paciente en sedestación, en bipedestación sobre el pie derecho para valorar el grado de estabilidad o flexibilidad del pie al someterse a la carga.
 - Plataforma baropodométrica: Medición de las presiones plantares a través de una plataforma sensorizada. Se realizará mediciones en bipedestación estática durante 10 segundos y dinámica caminando sobre la misma.

- Personal entrenado realizará la valoración del índice de postura del pie de 6 ítems es un índice clínico utilizado de manera habitual en la podología y traumatología para la caracterización del pie. Este índice ha mostrado correlación con la estructura anatómica y la función del pie. La puntuación final del índice se consigue mediante la valoración, manual o visual, de 6 ítems por parte de un profesional entrenado.
- Cuestionario sociodemográfico y de rendimiento.
- Caracterización mediante ecografía con el dispositivo LOGIQ S7 EXPERT (General Electric, Alemania, 2013) y el transductor lineal ML 6-15MHz. MATRIX LINEAR. Todos los parámetros de configuración del sistema se mantendrán en Modo B y constante para cada una de las siguientes estructuras analizadas:
 - Tendón Aquiles:
 - Se utilizará una frecuencia de 12Mhz, una profundidad de 2 cm, el foco a 0,5 cm y una ganancia de 100dB.
 - Para la realización de la valoración ecográfica el sujeto estará en decúbito prono, con los tobillos en posición neutra y los pies fuera de la camilla. El grosor del tendón se medirá mediante una toma longitudinal en la referencia situada 3 cm proximal a la inserción del tendón en el calcáneo. Este punto se identificará mediante una marca en la piel (Del Bano-Aledo et. al, 2017).
 - Tendón rotuliano:
 - Se utilizará una frecuencia de 12Mhz, una profundidad de 3 cm, el foco a 0,5 cm y una ganancia de 100dB.
 - Para la realización de la valoración ecográfica el sujeto estará en decúbito supino, con ambas rodillas flexionadas a 30°. El grosor del tendón se medirá mediante una toma longitudinal en la referencia situada 1 cm distal al polo inferior de la rótula. Este punto se identificará mediante una marca en la piel (Del Bano-Aledo et. al, 2017).
 - Fascia plantar:
 - Se utilizará una frecuencia de 12Mhz, una profundidad de 3 cm, el foco a 1 cm y una ganancia de 100dB.
 - Para la realización de la valoración ecográfica el sujeto estará en decúbito prono, con los tobillos en posición neutra y los dedos extendidos contra la superficie de la camilla de valoración. El grosor de la fascia plantar se medirá mediante una toma longitudinal en la referencia situada desde el borde anterior de la superficie plantar del calcáneo verticalmente hasta el borde inferior de la fascia plantar. Este punto se identificará mediante una marca en la piel (Del Bano-Aledo et. al, 2017).
 - Calentamiento en tapiz rodante durante 7' con incremento de velocidad de 1km/h hasta alcanzar una velocidad cómoda para el sujeto la cual se mantendrá durante 3'. Posteriormente se realizará otra toma de 3 minutos con el sujeto descalzo con 2 minutos para el cambio y adaptación.
 - Realización de un drop jump desde una altura de 20cm y 30cm, el cuál será grabado mediante el sistema Optogait. Cada sujeto realizará tres intentos, teniendo validez para el estudio la mejor marca obtenida.

PROTOCOLO DE CARRERA

Se realizará una prueba de carrera de 7'+3'+3' en tapiz rodante HP Cosmos. La velocidad inicial será dispuesta a 8 Km/h y habrá un incremento gradual de velocidad hasta alcanzar una velocidad confortable para el sujeto. Durante la prueba, se controlarán las variables de calzado, tipo de contacto y cadencia del corredor.

MEDICIONES DURANTE EL PROTOCOLO DE CARRERA:

- STRYD: potenciómetro de carrera
- Runscribe cada bloque: percepción subjetiva al esfuerzo
- Optogait: medición de parámetros espaciotemporales de carrera
- MotionMetrix: captura del movimiento en 3D sin marcadores para análisis biomecánico de la carrera

PROTOCOLO POST-CARRERA:

- 2' de decremento gradual de carrera hasta finalizar la prueba - Fin de la prueba

CRITERIOS DE INCLUSIÓN:

Corredores recreacionales que quieran participar libremente en el estudio y que cumplan todos los criterios que se mencionan a continuación:

- Haber corrido sobre un tapiz rodante al menos 5 veces una distancia superior a 1 km.
- Experiencia previa de entrenamiento 1 año
- Mejor marca en carrera de 10 km. con un tiempo comprendido entre los 30 y los 60 minutos
- Experiencia previa de entrenamiento de un año, realizando durante los últimos 6 meses, al menos, dos entrenamientos de carrera a la semana
- Hombres y mujeres sanos: que no presenten ninguna enfermedad cardiovascular ni lesiones durante los últimos 3 meses pudiendo así garantizar el entrenamiento.
- Deben presentar una prueba de esfuerzo realizada durante el último año que acredite que no hay ningún problema cardiovascular.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Presentar alguna patología neurológica, músculo-esquelética, cardíaca o sistémica que impida la práctica deportiva

CRITERIOS DE ABANDONO

- Se trata de un estudio observacional con una duración estimada de 30 minutos donde las pruebas a las que se somete al sujeto no exigen ninguna actividad de riesgo a las que no esté habituado.
- Si el sujeto presentara cualquier sintomatología durante la realización de las pruebas del estudio, se consideraría criterio de abandono con la posibilidad de volver a participar en otra sesión si así lo deseara.

Todos los sujetos serán informados previamente de los objetivos del estudio y de las intervenciones a las que serán sometidos mediante un consentimiento informado, el cual leerán y firmarán voluntariamente.

En la anamnesis del paciente se recogerán los datos que aparecen en el anexo "Cuestionario sociodemográfico"

Medidas adoptadas

El desarrollo del proyecto se basará en las Declaraciones de la Asociación Médica Mundial del Helsinki. Se informará a cada sujeto acerca de la naturaleza del estudio, voluntariedad de la participación en el mismo, de los objetivos propuestos, así como de los posibles efectos adversos que pudieran tener lugar en su realización. A cada sujeto se le solicitará que dé su consentimiento a participar en el estudio por escrito. El estudio será suspendido en cualquier momento, si así lo desea el paciente.

De acuerdo con lo establecido en el artículo 7 de la Ley 41/2002, así como en el artículo 7.3 de la Ley orgánica 15/1999, de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal y en el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016, que comenzó a aplicarse el 25 de mayo de 2018, se respetará rigurosamente la confidencialidad de los datos de carácter personal y de salud de los participantes.

Los datos de los sujetos de estudios serán codificados en un archivo diseñado para tal fin por un investigador que no participe en las mediciones, sin incluirse ningún dato que permita la identificación de los mismos.

Resolución Comité Ética

A la vista de los datos y documentación adicional aportados en relación al estudio, este Comité de Ética no observa disconformidad alguna para que se lleve a cabo en las condiciones que se nos indican.

En Villanueva de Gállego, a 26 de febrero de 2019

29103861Y LUIS
CARLOS CORREAS
(R: G99047672)

Firmado digitalmente por
29103861Y LUIS CARLOS
CORREAS (R: G99047672)
Fecha: 2019.02.26
22:33:29 +01'00'

Luis Carlos Correas
Presidente

12.3 ANEXO 3. Modelo de consentimiento informado de los artículos 2 y 3.

Modelo de consentimiento informado de los artículos 2 y 3.

CONSENTIMIENTO INFORMADO**DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE**

(De acuerdo con el Anexo XIV del Comité ético de Investigación Clínica de Aragón)

1.- CONSIDERACIONES GENERALES

Este documento sirve para que usted, o quien lo represente, dé su consentimiento para su participación en este proyecto de investigación. Eso significa que nos autoriza a realizar aquellos procedimientos necesarios para llevar a cabo el estudio.

Su participación es voluntaria y usted podrá revocar este consentimiento cuando lo desee. De su rechazo no se derivará ninguna consecuencia adversa respecto a la calidad del resto de la atención recibida. Antes de firmar, es importante que lea despacio la información siguiente.

Díganos si tiene alguna duda o necesita más información. Le atenderemos con mucho gusto.

2.- PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

“Rigidez de la extremidad inferior en corredores de resistencia”.

3.- OBJETIVO Y MÉTODOS A UTILIZAR

El objetivo de este estudio es establecer la correlación entre la rigidez del tren inferior en corredores de resistencia con los parámetros espaciotemporales de carrera comparando las características del tendón de Aquiles, fascia plantar y tendón rotuliano en diferentes poblaciones de corredores de diferentes niveles de rendimiento.

Estos datos servirán de soporte a futuras investigaciones y planes de prevención de tendinopatías, poner de manifiesto la función y características de las diferentes estructuras y tejidos del tren inferior y su influencia en procesos patológicos y rendimiento deportivo.

4.- PROCEDIMIENTOS A LOS QUE SE VA A SOMETER**Valoración antropométrica del sujeto**

Se medirá la altura y peso de los sujetos, así como composición corporal mediante TANITA.

De manera específica se medirán las características antropométricas del pie del sujeto medidas con un sistema de plataforma antropométrica del pie

- Es una plataforma sobre la cual se realizan medidas anatómicas del pie como la longitud, la altura del arco en diferentes condiciones, la anchura de la zona media del pie, etc. a través de pies de rey electrónicos
- Medición estática y dinámica de las presiones plantares con plataforma baropodométrica

Valoración postural del pie del sujeto mediante el “Índice de postura del pie” (FPI-6)

El índice de postura del pie de 6 ítems es un índice clínico utilizado de manera habitual en la podología y traumatología para la caracterización del pie. Este índice ha mostrado correlación con la estructura anatómica y la función del pie.

La puntuación final del índice se consigue mediante la valoración, manual o visual, de 6 ítems por parte de un profesional entrenado.

Caracterización mediante ecografía del tendón de Aquiles, tendón rotuliano y fascia plantar

- El paciente se pondrá en pantalón corto en decúbito en la camilla.
- Se procederá a la aplicación de gel de ultrasonidos y control ecográfico.
- Es evaluará exclusivamente el lado derecho.
- La evaluación se realizará previamente a la exploración en carrera para no implicar carga o modificación alguna en los tendones respecto a la situación de reposo.

Valoración de los parámetros espaciotemporales de la marcha con sistemas optoelectrónicos (Optogait) y sistemas markerless (sin marcadores) en tapiz rodante

- El paciente se equipará con su ropa habitual de carrera y las zapatillas habitualmente usadas para correr. Se pedirá el uso de calcetín grueso y vaselina para la parte de la prueba en la que se corre descalzo.
- Se realizará un calentamiento general de duración aproximada de 7 minutos sobre un tapiz rodante.
- Tras el calentamiento se comenzará la prueba a una velocidad establecida por el paciente superior a 10 km/h pero que sea confortable para proceder a la medición.
- El protocolo de medición se realizará de la siguiente manera:

Se realizará una prueba de carrera de 10' en tapiz rodante HP Cosmos. La velocidad inicial será dispuesta a 8 Km/h y habrá un incremento gradual de velocidad hasta alcanzar la velocidad confortable de carrera que será mantenida durante 3 minutos. Posteriormente se pedirá al paciente que corra durante 3 minutos descalzo (simplemente usando unos calcetines y protegiendo la piel con una crema a base de vaselina). Durante la prueba, se controlarán las variables de calzado, tipo de contacto, velocidad y cadencia del corredor.

Valoración de la capacidad de salto con sistemas optoelectrónicos.

- Posteriormente se realizarán tres Drop Jump (DJ) se trata de un salto con caída y rebote desde una altura de 20 y 30 cm con un sistema Optogait:
 - 3x Drop Jump 20 cm: salto desde una altura de 20 cm con rebote pliométrico.
 - 3x Drop Jump 30 cm: salto desde una altura de 30 cm con rebote pliométrico.

Riesgos e inconvenientes

Los posibles riesgos e inconvenientes son menores y se relatan a continuación.

- Ninguna intervención o evaluación tiene carácter invasivo.
- No hay ningún tipo de riesgo para las personas en edad fértil.
- A su vez, no se modificará en ningún momento su pauta de entrenamiento ni carga habitual de actividad física.
- Los riesgos son:
 - Aparición de flictenas o ampollas en la dermis de la planta del pie. Se recomienda el uso de calcetín grueso y crema con base de vaselina (que se provee por parte del equipo investigador) para evitar su aparición.

Si el paciente presentara cualquier sintomatología durante el periodo de tiempo que dura el estudio, sería un criterio de abandono, con la posibilidad de volver a participar, si el paciente así lo deseara.

Lugar de realización del estudio

El estudio se realizará en el Laboratorio de Valoración Funcional ubicado en la planta baja del Edificio 3 de la Facultad de Salud de la Universidad San Jorge

Los días y fechas de exploración serán pautados y concertados por los investigadores y notificados con antelación suficiente.

Contraindicaciones.

Si tiene cualquier duda o consulta no dude en realizarla antes de comenzar:

- Sólo debe realizar estas pruebas físicas en el caso que su estado de salud sea acorde con la exigencia de las mismas. No debería realizarlas en el supuesto que:
 - Presente en la actualidad o haya sufrido en los últimos 6 meses una lesión traumática (ósea, muscular, tendinosa, ligamentosa).

- Presente en la actualidad lesión cardíaca o cardiocirculatoria de importancia, descompensada o no controlada (arritmia, problemas valvulares, insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial).
- Presente en la actualidad lesión que curse con mareos, vértigos, o inestabilidad de cualquier tipo.
- Se encuentre actualmente afecto por un proceso infeccioso agudo.
- No entienda el procedimiento a seguir para la realización de las pruebas físicas.

Otros procedimientos para los que pedimos su consentimiento

En algunos casos es necesaria la toma de imágenes, como fotos o videos. Sirven para documentar mejor el proceso. También pueden usarse para fines docentes o de difusión del conocimiento científico. En cualquier caso, las imágenes serán usadas sólo si usted da su autorización. Su identidad siempre será preservada de forma confidencial. En las imágenes las caras y señales de identidad serán difuminadas o tapadas de manera que impidan el reconocimiento.

5. FUENTE DE FINANCIACIÓN

El estudio actual cuenta con las siguientes fuentes de financiación:

- Universidad San Jorge

6. AUTONOMÍA DEL PACIENTE

En todo momento, el paciente tendrá total libertad para revocar su participación (Ley 41/02 de Autonomía del Paciente), sin que su decisión influya negativamente en su posterior asistencia médica. La participación en este estudio tiene **CARÁCTER VOLUNTARIO** y de ninguna manera influirá en su atención médica.

Puede llevarse la hoja de información a su casa para meditarla con tiempo suficiente y consultar su participación con su familia o con su médico habitual.

Al tratarse de un estudio con participación de alumnos de la propia Universidad San Jorge debemos reincidir y destacar que:

- La participación tiene un **CARÁCTER VOLUNTARIO**
- No existirá ningún beneficio ni perjuicio académico directo o indirecto derivado de la participación o no participación como sujeto de estudio.
- La participación no afectará en ningún momento el normal funcionamiento de las clases ni intercederá en bajo ningún concepto en el proceso académico del sujeto de estudio.
- Todos los datos serán estrictamente encriptados y disociados garantizando la confidencialidad personal sanitario-paciente Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016 de Protección de Datos (RGPD).
- En este estudio **NO** se tomarán datos considerados de alto nivel de protección o susceptibles de generar discriminación o estigmatización social o perjuicio personal o familiar (Ideología política o religiosa, vida sexual, actividades ilegales o antisociales, consumo de alcohol o drogas, enfermedades mentales o problemas psicológicos graves, datos sobre conductas de discriminación o acoso activo o pasivo, maltrato o abuso físico, psíquico o sexual activo o pasivo)

En caso de algún tipo de duda, aclaración o necesidad de una mayor información puede contactar con el Investigador Principal **Luis Enrique Roche** en el número **676637873** o en el email **lerocha@usj.es**.

7.- USO DE LOS DATOS DERIVADOS DEL ESTUDIO

Si usted accede a colaborar en este estudio, debe saber que serán utilizados algunos datos sobre su salud, los cuales serán incorporados a una base de datos informatizada sin su nombre. Sus documentos médicos podrían ser revisados por personas dependientes de las Autoridades Sanitarias, miembros de comités éticos independientes y otras personas designadas por ley para comprobar que el estudio se está llevando a cabo correctamente.

Sus datos serán objeto de un tratamiento disociado, vinculándose a un código, de modo que la información que se obtenga no pueda asociarse a persona identificada o identificable. Todos sus datos se mantendrán estrictamente confidenciales y exclusivamente el responsable del estudio conocerá su identidad. Los resultados del estudio podrán ser comunicados en reuniones científicas, congresos médicos o publicaciones científicas. En todo caso se mantendrá una estricta confidencialidad sobre la identidad de los pacientes. Se conservará en todo momento la confidencialidad personal sanitario-paciente (Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016 de Protección de Datos (RGPD).

Le informamos de que los datos de carácter personal recabados serán incorporados a un fichero titularidad de FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE, necesario para la correcta gestión del Proyecto de "Rigidez de la extremidad inferior en corredores de resistencia". Asimismo, le informamos de que solo se recogerán los datos estrictamente necesarios para la realización del mismo y que éstos no se comunicarán a terceros ajenos al Proyecto de Investigación, salvo en los supuestos legalmente previstos.

Como participante en el estudio puede ejercitar sus derechos de acceso, modificación, oposición, cancelación, limitación del tratamiento y portabilidad, dirigiéndose al Delegado de Protección de Datos de la Universidad adjuntando a su solicitud de ejercicio de derechos una fotocopia de su DNI o equivalente al domicilio social de USJ sito en Autovía A-23 Zaragoza- Huesca, km. 299, 50830- Villanueva de Gállego (Zaragoza), o la dirección de correo electrónico privacidad@usj.es. Asimismo, tiene derecho a dirigirse a la Agencia Española de Protección de Datos en caso de no ver correctamente atendido el ejercicio de sus derechos.

8. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ud. es libre de aceptar o no nuestra solicitud de participar en este proyecto. Si decide hacerlo, le rogamos que otorgue su consentimiento informado por escrito mediante la firma de este documento

Título del proyecto de investigación

"Rigidez de la extremidad inferior en corredores de resistencia"

Yo, _____, con NIP _____,

☐ He leído la hoja de información que se me ha entregado

☐ He sido informado de forma clara, precisa y suficiente de los extremos que afectan a los datos personales que se contienen en este consentimiento y en la ficha o expediente que se abra para la realización del Proyecto de investigación.

☐ He podido hacer preguntas sobre el estudio y he recibido suficiente información sobre el mismo.

☐ He hablado con _____

Comprendo que mi participación es voluntaria: **SÍ** **NO**

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

1) cuando quiera

2) sin tener que dar explicaciones

3) sin que esto repercuta sobre mi persona

A continuación, se detallan los supuestos en los que usted puede manifestar su negativa al tratamiento, uso y publicación de sus datos personales, muestras biológicas y pruebas físicas recabados para la realización del Proyecto citado, según ha sido debidamente informado, los cuales están incorporados a un fichero titularidad de la FUNDACION UNIVERSIDAD SAN JORGE con la única finalidad del correcto desarrollo del presente Proyecto de Investigación:

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas con **finestadísticos y científicos**, lo cual se llevará a cabo mediante procesos adecuados de disociación de datos que impidan su identificación.

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y pruebas físicas **con fines de investigación**, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta consentimiento a la **publicación de los resultados de investigación, resultados estadísticos o científicos**, publicación que únicamente reflejará datos disociados que no permitan la identificación de los participantes en el Proyecto de Investigación.

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta consentimiento al tratamiento de sus datos personales y exámenes físicos **con fines docentes**, lo cual se llevará a cabo siempre mediante procesos adecuados de disociación de los datos que impidan su identificación.

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta consentimiento a la **toma de imágenes (fotos y/o vídeos)** a efectos de documentar el caso durante la realización del Estudio.

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta consentimiento al **uso de las imágenes tomadas (fotos y/o vídeos) durante la realización del estudio, para fines docentes de difusión del conocimiento científico** del presente Proyecto de Investigación.

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta a que sus datos **clínicos sean revisados por personal ajeno al centro con la única finalidad de la realización del presente Proyecto**, de conformidad con la normativa vigente en materia de Protección de Datos.

☐ Si lleva a cabo la marcación de esta casilla, usted presta consentimiento a que las muestras derivadas de este estudio sean utilizadas en **futuras investigaciones relacionadas** con ésta.

Con la firma del presente documento, y si realiza la marcación de las casillas correspondientes, usted otorga consentimiento al tratamiento de los datos personales, exámenes físicos e imágenes que nos ha proporcionado como participante en el **Proyecto “Rigidez de la extremidad inferior en corredores de resistencia”**, que podrá ser revocado en cualquier momento sin que de ello se derive consecuencia alguna para usted.

Deseo ser informado sobre los resultados del estudio: ☐ SÍ ☐ NO

He recibido una copia firmada de este Consentimiento Informado.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

*Procede el consentimiento paterno en personas menores de 14 años

DENEGACIÓN O REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Después de ser informado de la naturaleza y riesgos del procedimiento propuesto, manifiesto de forma libre y consciente mí:

- DENEGACIÓN/REVOCACIÓN DE CONSENTIMIENTO para su realización, haciéndome responsable de las consecuencias que pueden derivarse de esta decisión.

Firma del participante y fecha

Firma del investigador y fecha

Firma de los padres o tutores (si procede)* y fecha

12.4 ANEXO 4. Currículum vitae abreviado del Doctorando

Currículum vitae abreviado del Doctorando

ALBERTO RUBIO PEIROTÉN

Apellidos: RUBIO PEIROTÉN
Nombre: ALBERTO
DNI: 72892379C
Fecha de nacimiento: 01/01/1988
Sexo: Hombre
Nacionalidad: España
País de nacimiento: España
C. Autón./Reg. de nacimiento: Castilla y León
Provincia de contacto: Zaragoza
Ciudad de nacimiento: BURGOS
Dirección de contacto: JORGE MANRIQUE 1
Resto de dirección contacto: BLOQUE 1 PISO 4ºC
Código postal: 50018
País de contacto: España
C. Autón./Reg. de contacto: Aragón
Ciudad de contacto: ZARAGOZA
Teléfono fijo: (+34) 636772225
Correo electrónico: arubio@usj.es
Teléfono móvil: (+34) 636772225

Situación profesional actual

Entidad empleadora: Universidad San Jorge

Departamento: FISIOTERAPIA, ESCUELA DE CIENCIAS DE LA SALUD

Fecha de inicio: 10/09/2012

Modalidad de contrato: Contrato laboral indefinido

Régimen de dedicación: Tiempo completo

Primaria (Cód. Unesco): 320000 - Ciencias Médicas

Funciones desempeñadas: Docente del grado de Fisioterapia en las siguientes asignaturas:

-Fisioterapia en Especialidades Clínicas I (En la actualidad) -Fisioterapia en Especialidades Clínicas II (En la actualidad) -Métodos Específicos de Intervención en Fisioterapia II (En la actualidad) -Procedimientos Generales en Fisioterapia II -Valoración en Fisioterapia -Cinesiterapia -Fundamentos en Fisioterapia

Identificar palabras clave: Ciencias naturales y ciencias de la salud

Cargos y actividades desempeñados con anterioridad

	Entidad empleadora	Categoría profesional	Fecha de inicio
	HOMSA	FISIOTERAPEUTA	01/09/2010

Entidad empleadora: HOMSA

Tipo de entidad: ENTIDAD PRIVADA

Categoría profesional: FISIOTERAPEUTA

Fecha de inicio-fin: 01/09/2010 - 31/07/2013



Formación académica recibida

Titulación universitaria

Estudios de 1º y 2º ciclo, y antiguos ciclos (Licenciados, Diplomados, Ingenieros Superiores, Ingenieros Técnicos, Arquitectos)

- 1 Titulación universitaria:** Titulado Superior
Nombre del título: GRADO EN FISIOTERAPIA
Entidad de titulación: Universidad de Salamanca **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2019
- 2 Titulación universitaria:** Titulado Superior
Nombre del título: MÁSTER EN INVESTIGACIÓN EN CIENCIAS DE LA SALUD
Entidad de titulación: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2015
- 3 Titulación universitaria:** Titulado Superior
Nombre del título: DIPLOMADO EN FISIOTERAPIA
Entidad de titulación: Universidad de Zaragoza **Tipo de entidad:** Universidad
Fecha de titulación: 2009

Conocimiento de idiomas

Idioma	Comprensión auditiva	Comprensión de lectura	Interacción oral	Expresión oral	Expresión escrita
Inglés	B2	B2	B2	B2	B2

Actividad docente

Dirección de tesis doctorales y/o proyectos fin de carrera

- 1 Título del trabajo:** Comparación de un entrenamiento mediante ejercicios con peso y libre y ejercicios con el peso corporal sobre la prevención de patologías de hombro en nadadores de crol. Un protocolo de un Ensayo Clínico.
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: MAXIME-LOUIS CHAMALBIDE
Fecha de defensa: 17/05/2019
- 2 Título del trabajo:** Comparar la eficacia, en función del dolor y de la discapacidad, de un mismo protocolo de tratamiento en patologías vertebrales: estudio descriptivo transversal.
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: ROXANE Chanteloube
Fecha de defensa: 17/05/2019



- 3 Título del trabajo:** Eficacia de la actividad Pacing en comparación con tratamiento convencional en pacientes con dolor crónico postquirúrgico de rodilla después de una prótesis. Propuesta de protocolo
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: JEANNE-CONSTANCE MICHEAU
Fecha de defensa: 17/05/2019
- 4 Título del trabajo:** Prevención del dolor lumbar mediante un protocolo de fortalecimiento de la musculatura del core en surfistas profesionales : Protocolo de un ensayo clínico
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: CAMILLE LIETS
Fecha de defensa: 17/05/2019
- 5 Título del trabajo:** Eficacia del “Concepto Global del hombro” en la rehabilitación del manguito rotador en mujer de edad media: a propósito de un caso.
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: THEO DOSQUET
Fecha de defensa: 01/06/2018
- 6 Título del trabajo:** Evaluación de la efectividad de un tratamiento sobre la sensibilidad, fuerza y resistencia al esfuerzo en paciente con artrodesis a nivel T10-T11 tras sufrir tuberculosis ósea.
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: Nicolas Monnereau
Fecha de defensa: 01/06/2018
- 7 Título del trabajo:** Programa de rehabilitación multidimensional y readaptación deportiva tras esguince acromio-clavicular grado III, en un jugador profesional de rugby: a propósito de un caso
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: CHLOE MATHILDE DUMESTRE
Fecha de defensa: 01/06/2018
- 8 Título del trabajo:** Programa de terapia de espejo, combinado con un programa de electroterapia en paciente con dolor fantasma después de una amputación transfemoral: Caso clínico
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: LÉA MERIAN
Fecha de defensa: 01/06/2018
- 9 Título del trabajo:** Reeducción con hipoterapia en un paciente con parálisis cerebral: A propósito de un caso
Entidad de realización: Universidad San Jorge **Tipo de entidad:** Universidad
Alumno/a: ROXANNE DOMENGES
Fecha de defensa: 01/06/2018

Actividad sanitaria

Cursos y seminarios impartidos orientados a la mejora de la atención de salud para profesionales sanitarios

- 1** **Nombre del curso:** Punción seca en el síndrome del dolor miofascial
Ciudad entidad organizadora: ZARAGOZA, Aragón, España
Entidad de realización: ILUSTRE COLEGIO OFICIAL DE FISIOTERAPEUTAS DE ARAGÓN **Tipo de entidad:** Asociaciones y Agrupaciones
Ciudad entidad realización: ZARAGOZA, Aragón, España
Fecha de inicio-fin: 10/09/2021 - 26/09/2021
- 2** **Nombre del curso:** Punción seca en el síndrome del dolor miofascial
Ciudad entidad organizadora: ZARAGOZA, Aragón, España
Entidad de realización: ILUSTRE COLEGIO OFICIAL DE FISIOTERAPEUTAS DE ARAGÓN **Tipo de entidad:** Asociaciones y Agrupaciones
Ciudad entidad realización: ZARAGOZA, Aragón, España
Fecha de inicio-fin: 23/10/2019 - 08/11/2019
- 3** **Nombre del curso:** Punción seca para podólogos
Ciudad entidad organizadora: BARCELONA, Cataluña, España
Entidad de realización: KENZEN **Tipo de entidad:** FORMACIÓN
Ciudad entidad realización: BARCELONA, Cataluña, España
Fecha de inicio-fin: 09/10/2015 - 09/10/2015

Actividades científicas y tecnológicas

Producción científica

Publicaciones, documentos científicos y técnicos

- 1** Relationship between Connective Tissue Morphology and Lower-Limb Stiffness in Endurance Runners. A Prospective Study. International journal of environmental research and public Health. MDPI, 10/08/2021.
Tipo de producción: Artículo científico **Tipo de soporte:** Revista
Autor de correspondencia: Si
- 2** Relationship between Reactive Strength and Leg Stiffness at Submaximal Velocity: Effects of Age on Distance Runners. International journal of environmental research and public Health. MDPI, 26/06/2021.
Tipo de producción: Artículo científico **Tipo de soporte:** Revista
Autor de correspondencia: No
- 3** Is There a Relationship between the Morphology of Connective Tissue and Reactivity during a Drop Jump? Influence of Sex and Athletic Performance Level. International journal of environmental research and public Health. MDPI, 18/02/2021.
Tipo de producción: Artículo científico **Tipo de soporte:** Revista
Autor de correspondencia: Si

- 4** Estimating Functional Threshold Power in Endurance Running from Shorter Time Trials Using a 6-Axis Inertial Measurement Sensor. Physical Sensors. MDPI AG, 15/01/2021.
Tipo de producción: Artículo científico **Tipo de soporte:** Revista
- 5** PABLO HERRERO; YASMINA HAMAM; ALBERTO REY; ALBERTO RUBIO; ALMUDENA BUESA. JORNADAS DIVULGATIVAS SOBRE EL DOLOR MUSCULAR: UNA EXPERIENCIA A TRAVÉS DEL APRENDIZAJE SERVICIO. LA IMPORTANCIA DEL IMPACTO DEL APRENDIZAJE. V BUENAS PRÁCTICAS DE INNOVACIÓN DOCENTE EN EL ESPACIO SUPERIOR EUROPEO. pp. 153 - 168. UNIVERSIDAD SAN JORGE EDICIONES, 2017.
Tipo de producción: Libro o monografía científica **Tipo de soporte:** Libro

Trabajos presentados en congresos nacionales o internacionales

- 1** **Título del trabajo:** Efecto de un protocolo de masaje funcional previo a un estiramiento PNF en la flexibilidad de los músculos isquiotibiales
Nombre del congreso: VI Jornadas Hispanolusas de Terapia Manual
Ciudad de celebración: ZARAGOZA, Aragón, España
Fecha de celebración: 20/11/2009
Fecha de finalización: 21/11/2009
Entidad organizadora: ILUSTRE COLEGIO DE FISIOTERAPEUTAS DE ARAGÓN **Tipo de entidad:** Asociaciones y Agrupaciones
Ciudad entidad organizadora: ZARAGOZA, Aragón, España
- 2** **Título del trabajo:** Ensayo clínico aleatorizado de un programa de reforzamiento para musculatura intrínseca cervical en sujetos asintomáticos
Nombre del congreso: VI Jornadas Hispanolusas de Terapia Manual
Ciudad de celebración: ZARAGOZA, Aragón, España
Fecha de celebración: 20/11/2009
Fecha de finalización: 21/11/2009
Entidad organizadora: ILUSTRE COLEGIO DE FISIOTERAPEUTAS DE ARAGÓN **Tipo de entidad:** Asociaciones y Agrupaciones
Ciudad entidad organizadora: ZARAGOZA, Aragón, España
- 3** **Título del trabajo:** Fiabilidad inter-intraexaminador del test de juego articular translatorio cervical y su relación con musculatura profunda
Nombre del congreso: VI Jornadas Hispanolusas de Terapia Manual
Ciudad de celebración: ZARAGOZA, Aragón, España
Fecha de celebración: 20/11/2009
Fecha de finalización: 21/11/2009
Entidad organizadora: ILUSTRE COLEGIO OFICIAL DE FISIOTERAPEUTAS DE ARAGÓN **Tipo de entidad:** Asociaciones y Agrupaciones
Ciudad entidad organizadora: ZARAGOZA, Aragón, España