



Universidad de Granada

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y
EL DEPORTE**

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA.

**DOCTORADO: “NUEVAS PERSPECTIVAS EN INVESTIGACIÓN EN
CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE”**

TÍTULO DE LA TESIS:

***EFEECTO DEL ENTRENAMIENTO EXCÉNTRICO
SOBRE PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DEL
TENDÓN DE AQUILES***

AUTORA:

DELIA CONSTANZA SERPA ANAYA

DIRECTORES:

Dr. FRANCISCO JAVIER ROJAS RUIZ

Dr. AURELIO CAPPOZZO

Dr. EMILIO SÁNCHEZ-CANTALEJO RAMÍREZ

GRANADA 2012

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Delia Constanza Serpa Anaya
D.L.: GR 745-2013
ISBN: 978-84-9028-421-6

INFORME DE LOS DIRECTORES DE TESIS

Los doctores *D. F. Javier Rojas Ruiz*, profesor del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Granada, *D. Aurelio Cappozzo*, profesor del Departamento del Movimiento Humano y Ciencias del Deporte de la Universidad de Roma "Foro Italico" y *D. Emilio Sánchez-Cantalejo Ramírez*, Profesor de la Escuela Andaluza de Salud Pública, directores de la tesis: "EFECTO DEL ENTRENAMIENTO EXCÉNTRICO SOBRE LAS PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DEL TENDÓN DE AQUILES", de la que es autora *Dña. Delia Constanza Serpa Anaya*.

HACEN CONSTAR: Que la presente Tesis Doctoral, ha sido realizada bajo nuestra dirección y reúne, a nuestro juicio, las condiciones requeridas para que pueda optar al grado de Doctor.

Y para que así conste, expedimos el presente en Granada a 09 de Septiembre de 2012.

Dr. F. Javier Rojas

Dr. Aurelio Cappozzo

Dr. Emilio Sánchez-Cantalejo

Compromiso de respeto a los derechos de autor

El doctorando Delia Constanza Serpa Anaya y los directores de la tesis DR.Francisco Javier Rojas Ruiz, DR.Aurelio Cappozzo y DR.Emilio Sánchez- Cantalejo, garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones

Directores de la Tesis

Doctoranda

AGRADECIMIENTOS

Para mis

ÍNDICE GENERAL



ÍNDICE GENERAL **Página**

Resumen e introducción de la Tesis Doctoral	
Resumen	1
Origen y Motivaciones de la Tesis Doctoral	3
Organización estructural de la investigación.	6

PRIMERA PARTE:
MARCO CONCEPTUAL. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1. Introducción	13
1.2. Estado del arte	17
1.2.1. Complejo músculo – tendón	17
1.2.1.1. Arquitectura del músculo	18
1.2.1.2. Tipos de contracción muscular	18
1.2.1.2.1 Contracción excéntrica	20
1.2.1.3. Biomecánica muscular	41
1.2.1.4. Estructura del tendón	47
1.2.1.5. Composición del tendón	49
1.2.1.6. Características del tendón	52
1.2.1.7. Funciones del tendón	52
1.2.1.8. Biomecánica del tendón	53
1.2.2. Tendón de Aquiles	
1.2.2.1. Anatomía	62
1.2.2.2. Biomecánica	64
1.2.2.3. Implicaciones del comportamiento mecánico	70
1.2.2.4. Tendinopatía	71

1.2.3.	Fundamentación del protocolo de ejercicio excéntrico	76
1.2.4.	Factores mecánicos	81
1.2.4.1.	Momento de fuerza	81
1.2.4.2.	Centro de rotación	85
1.2.4.3.	Brazo de palanca	87
1.2.4.4.	Biomecánica de los materiales	92
1.2.4.4.1.	Rigidez	92
1.2.4.5.	Técnicas de medición mecánicas	98
1.2.4.5.1.	Estereofotogrametría	98
1.2.4.5.2.	Ecografía	100
1.2.4.5.3.	Dinamometría	108
1.3.	Objetivos e hipótesis	
1.3.1.	Objetivo General	112
1.3.2.	Objetivos específicos	112
1.3.3.	Hipótesis	112

SEGUNDA PARTE: METODOLOGÍA

2. Método	117
2.1. Sujetos	117
2.2. Diseño	117
2.3. Procedimientos	118
2.3.1. Protocolo de ejercicio excéntrico	118
2.3.2. Protocolo evaluación antes y después del experimento	121
2.3.2.1. Captura de datos de preparación	126
2.3.2.1.1. Equipo y su ubicación en el laboratorio	126
2.3.2.1.2. Calibración de la posición de las cámaras	132
2.3.2.1.3. Posicionamiento de los marcadores	136
2.3.2.1.4. Creación de la base de datos	138
2.3.2.1.5. Creación del modelo a analizar	138
2.3.2.1.6. Captura de datos específica	141
2.3.2.2. Medición momento de fuerza plantiflexora	145
2.3.2.3. Registro del desplazamiento tendón de Aquiles	148
2.3.3. Elaboración de datos	150
2.3.3.1. Cálculo de los brazos de palanca	150
2.3.3.2. Cálculo de la fuerza del tendón de Aquiles	152
2.3.3.3. Cálculo del desplazamiento unión mio-tendinosa	153
2.3.3.4. Cálculo de la rigidez del tendón de Aquiles	156
2.4. Análisis estadístico	156

**TERCERA PARTE:
RESULTADOS**

3.1.	Coefficiente de correlación intra-clase (CCI)	164
3.2.	Análisis descriptivo	165
3.3.	Análisis exploratorio	166
	3.3.1. Univariado	166
	3.3.2. Bivariado	168
3.4.	Análisis exploratorio de diferencias porcentuales	173
3.5.	Pruebas de hipótesis	175
	3.5.1. Prueba del supuesto de normalidad en las diferencias	175
	3.5.2. Prueba no paramétrica de igualdad de medias	176
	3.2.3. Pruebas paramétricas de igualdad de medias	176
3.6.	Relación lineal entre pares de variables	177

**CUARTA PARTE:
DISCUSIÓN Y LIMITACIONES**

4. Discusión y limitaciones	183
-----------------------------	-----

**QUINTA PARTE:
CONCLUSIONES, APLICACIONES Y FUTURAS
INVESTIGACIONES**

5. Conclusiones, aplicaciones y futuras investigaciones	191
---	-----

**SEXTA PARTE:
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

6. Referencias bibliográficas	197
-------------------------------	-----

**SÉPTIMA PARTE:
ANEXO**

7. Anexo	211
----------	-----

Índice de figuras

Figura 0.- Esquema organizativo de la investigación	7
Figura 1.- Modelo mecánico de Hill	17
Figura 2.- Comparación entre contracción excéntrica y concéntrica	19
Figura 3.- Actividad excéntrica	21
Figura 4.- Curva velocidad- Fuerza en diferentes niveles de actividad muscular	23
Figura 5.- Gráfica fuerza- costo metabólico	25
Figura 6.- Esquema de adaptaciones musculares por el entrenamiento excéntrico	29
Figura 7.- Imagen ecográfica de una tendinopatía crónica	39
Figura 8.- Curva fuerza – longitud del sarcómero	43
Figura 9.- Curva fuerza – velocidad de la contracción concéntrica y excéntrica	45
Figura 10.-Estructura jerárquica del tendón	49
Figura 11.- Curva fuerza – alargamiento del tendón	54
Figura 12.- Curvas del comportamiento biomecánico del tendón	56
Figura 13.- Gráfica del mecanismo de histéresis en el tendón	57
Figura 14.- Curvas de los cambios de la relación fuerza- longitud,	59
Figura 15.- Anatomía del tendón de Aquiles	62
Figura 16.- Movimiento de plantiflexión	75
Figura 17.- Diagrama vectorial de un torque.	82
Figura 18.- Esquema del centro de rotación	91
Figura 19.- Diseño para el cálculo escalar de dos vectores	91
Figura 20.- Diagrama del proceso de fotogrametría	100
Figura 21.- Imágenes ecográficas del tendón de Aquiles normal	105
Figura 22.- Imágenes ecográficas del tibial anterior y diseño del experimento	107
Figura 23.- Imagen de ultrasonido de la unión mio-tendinosa	108
Figura 24.- Celda de carga	110
Figura 25.- Movimiento base del protocolo de ejercicio	120
Figura 26.- Curva relación entre la fuerza muscular (F_{mus}) y Longitud.	121
Figura 27.- Estimación de la fuerza del tendón	122
Figura 28.- Ilustración esquemática del desplazamiento del tendón	124
Figura 29.- Esquema de los procesos de los experimentos de la investigación	125
Figura 30.- Esquema del sistema estereofotogramétrico	127
Figura 31.-Hardware del Vicon	127

Figura 32.- Ambiente de trabajo del Nexus	128
Figura 33.- Ecógrafo de ultrasonido	129
Figura 34.- Diseño de la ubicación del dinamómetro	130
Figura 35.- Ubicación del equipo y de las cámaras alrededor del volumen a capturar	131
Figura 36.- Vara de calibración	132
Figura 37.- Triángulo señalizador del origen del volumen a capturar	133
Figura 38.- Interfaz de Nexus, para la calibración de las cámaras	134
Figura 39.- Interfaz de Nexus para la calibración del dinamómetro	135
Figura 40.- Ubicación de los marcadores	137
Figura 41.- Secuencia para la creación del modelo	140
Figura 42.- Ubicación de los marcadores virtuales	142
Figura 43.- Momento de calibración del dinamómetro	144
Figura 44.- Momento y gráfica de la generación de la fuerza isométrica máxima	146
Figura 45.- Secuencia llevada a cabo para el seguimiento de la unión mio-tendinosa	147
Figura 46.- Proceso de sincronización	148
Figura 47.- Imagen del desplazamiento de la unión mio-tendinosa	149
Figura 48.- Esquema de las fuerza generadas alrededor del tobillo	151
Figura 49.-Interfaz del software tracker	154
Figura 50.-Esquema del proceso para estimar el desplazamiento unión mio-tendinosa	155
Figura 51.-Distribución de la fuerza promedio mediciones Pre-test y Post-test	166
Figura 52.-Distribución del alargamiento promedio mediciones Pre-test y Post-test	167
Figura 53.-Distribución de la rigidez promedio mediciones Pre-test y Post-test	167
Figura 54.-Distribución de las diferencias de la fuerza pre-test y post-test	168
Figura 55.-Distribución de las diferencias del alargamiento post-test y pre-test	169
Figura 56.- Distribución de las diferencias de la rigidez pre- test y post-test	170
Figura 57.- Variaciones de la fuerza entre los grupos	171
Figura 58.-Variaciones del alargamiento entre los grupos	172
Figura 59.- Variaciones de la rigidez entre los grupos	173
Figura 60.- Distribución de las diferencias porcentuales de cada variable y por grupos	174
Figura 61.- Relación entre % de diferencia de fuerza y % de diferencia rigidez	177
Figura 62.-Relación entre % de diferencia de fuerza y % de diferencia alargamiento	178
Figura 63.- Relación entre % de diferencia de rigidez y % de diferencia alargamiento	179
Figura 64.- Rigidez del tendón antes de la intervención y el cambio en la rigidez	180

Índice de tablas

Tabla 1.- Resume de fórmulas para calcular rigidez en miembros inferiores	97
Tabla 2.- Terminología para describir las imágenes de ultrasonido	105
Tabla 3.- Características antropométricas	117
Tabla 4.- Parámetros del programa de ejercicio	120
Tabla 5.- Marcadores y descripción de la ubicación	136
Tabla 6.- Coeficiente de correlación intra-clase (CCI)	164
Tabla 7.- Valores de la media y desviación estándar de las variables fuerza, alargamiento y rigidez, pre-test y post-test, de ambos grupos	165
Tabla 8.- Pruebas de Ho: Existe Normalidad frente a Ha: No Existe Normalidad	175
Tabla 9.- Valores de t, para las variables fuerza, alargamiento y rigidez de ambos grupos excéntricos y concéntricos, de la relación antes y después de intervención	176

I. Resumen

Objetivo: El principal objetivo de esta tesis doctoral es identificar los cambios que se producen en las propiedades biomecánicas del tendón de Aquiles después de un protocolo de entrenamiento de ejercicio excéntrico, con el objeto de detectar los posibles beneficios biomecánicos de este tipo de ejercicio.

Métodología: Un grupo de 17 hombres saludables, con 43.76 ± 8.03 de edad promedio, fue sometido a un entrenamiento de ejercicio excéntrico de los plantiflexores con una pierna y concéntrico con la otra pierna, trabajando con carga sub- máxima, volumen medio y velocidad moderada, durante ocho semanas, ejecutándolo 5 veces por semana. Antes y después del programa de entrenamiento, se midió: el momento de fuerza de los flexores plantares, utilizando un dinamómetro y el desplazamiento de la unión mio- tendinosa, por medio de la sincronización entre el ecógrafo y la estereofotogrametría, para finalmente, calcular la rigidez del tendón de Aquiles. Posterior a un periodo de ochos semanas del programa de entrenamiento excéntrico realizado en casa, se realizó la misma evaluación inicial.

Resultados: Los resultados de este estudio reveló que la rigidez de la unión mio-tendinosa de Aquiles disminuyó significativamente de $29.8 (\pm 11.8)$ a $25.7 (\pm 9.7)$ ($P= 0.007227$) en la pierna que trabajó excéntricamente y aumentó en la pierna que trabajo concéntricamente de $22.1 (\pm 9.6)$ a $24.6 (\pm 9)$ ($P= 0.004548$).

Conclusiones: Estos resultados proporcionan evidencia de que un programa de entrenamiento excéntrico resultó en cambios en algunas de las propiedades mecánicas de los músculos plantiflexores. Probablemente, estos cambios están relacionados con la plasticidad estructural del tendón como respuesta a la repetición del movimiento excéntrico (tensión y elongación simultánea) en el arco completo del movimiento de planti-dorsiflexión.

Palabra claves: Tendón de Aquiles, Rigidez, Alargamiento, Ejercicio Excéntrico.

Riassunto

Obiettivo: L'obiettivo principale di questa tesi è quello di investigare i cambiamenti che si verificano nelle proprietà biomeccaniche del tendine di Achille, in seguito all'applicazione di un protocollo di allenamento basato su esercizi di tipo eccentrico e concentrico. Scopo finale del lavoro è individuare potenziali benefici biomeccanici di questo tipo di esercizio.

Metodo: Un gruppo di 17 uomini sani ($43,7 \pm 8$ anni) è stato sottoposto ad un esercizio fisico eccentrico di flessione plantare con una gamba e concentrico con l'altra gamba. Il protocollo di allenamento prevedeva l'esecuzione del rispettivo esercizio cinque volte a settimana per otto settimane, con un carico di lavoro sub-massimale, a volume medio e velocità moderata. Al fine di studiare una eventuale variazione pre-post nelle proprietà meccaniche del tendine d'Achille, le seguenti grandezze sono state misurate/stimate prima e dopo la somministrazione del programma di allenamento: momento di forza espresso dai muscoli flessori plantari, spostamento della giunzione miotendinosa e rigidità del tendine di Achille. A tal fine, è stato realizzato un set up sperimentale ad hoc costituito da un dinamometro a sei componenti, un ecografo ed un sistema stereofotogrammetrico opportunamente sincronizzati.

Risultati: I risultati di questo studio hanno rivelato che la rigidità del tendine di Achille diminuisce significativamente da $29.8 (\pm 11.8)$ a $25.7 (\pm 9.7)$ ($P=0.007$) nella gamba di allenamento eccentrico e aumenta nella gamba di allenamento concentrico da $22.1 (\pm 9.6)$ a $24.6 (\pm 9)$ ($P = 0.004$).

Conclusioni: Questi risultati dimostrano che un programma di allenamento eccentrico risponde a cambiamenti in alcune delle proprietà meccaniche dei muscoli flessori plantari. Probabilmente questi cambiamenti sono legati alla plasticità della struttura del tendine in risposta alla ripetitività del movimento eccentrico (simultanea tensione e allungamento) in tutto l'arco della dorsi-plantar-flessione.

Parole chiave: tendine d'Achille, rigidità, allungamento, esercizio eccentrico.

II. ORIGEN Y MOTIVACIONES DE LA TESIS DOCTORAL

Desde mi época de estudiante en práctica de Fisioterapia (1988), comencé a inquietarme por investigar empíricamente en qué momento se lesionaban los deportistas (tendinopatía, desgarros), cuando estaban practicando o compitiendo y fue así como determinamos y luego lo corroboramos bibliográficamente, que era en el momento que ejercía la contracción excéntrica (cuando desaceleraban o al retorno del movimiento concéntrico), por esta razón se comenzó a enfatizar en los trabajos de fuerza durante la fase excéntrica. Sin buscar más explicación.

Con el pasar de los años, cuando realice la especialización en Ciencias del deporte en Brasil (1995), comenzó a divulgarse la utilización del ejercicio excéntrico para la rehabilitación, después de salir las evidencias presentadas de Stanish et al., (1986) y luego Niesen-Vertommen et al. (1992), pero no paso de simple experimentación, y por falta de sujetos no pudimos realizar una investigación en este tema y fue cuando comencé a incursionar con el tobillo, área que desde mis tiempos de estudiante me llamaba la atención

Posterior a 1.998, cuando se conoció los resultados de la investigación de Alfredson et al. sobre la aplicación de un tratamiento con ejercicio excéntrico en los plantiflexores para deportistas con tendinopatía, comenzó el auge de la utilización del ejercicio excéntrico con diversos resultados y fue como con mi grupo de trabajo del Centro deportivo de prevención y rehabilitación de lesiones de la Universidad del Valle de Colombia, donde soy docente, comenzamos a poner en práctica los protocolos de ejercicio excéntrico, dentro de los programas de prevención y rehabilitación de lesiones de los deportistas de la universidad, con diversos resultados.

Desde allí, comienzan a surgir las preguntas:

- ¿Por qué funciona el ejercicio excéntrico?
- ¿Cuándo se debe iniciar a trabajar?
- ¿En qué dosificación?
- ¿Qué sucede con el tejido músculo – tendón posterior a este entrenamiento excéntrico?... Pero se quedaron en el tintero...

Fue así que cuando cumplí los 5 años de laborar en mi Universidad (donde trabajo y de donde soy egresada), solicite una comisión de estudios para continuar con mis estudios de postgrado.

Y me fue otorgada la oportunidad de realizar mi doctorado en la Universidad de Granada, en Actividad Física y Salud. Realice mis cursos del primer año y cuando debía comenzar a realizar la investigación para conseguir el DEA, no encontré en la Escuela de Ciencias de la Salud, de donde es mi doctorado, una línea que encajara con mis inicios investigativos en prevención de lesiones y por esta razón, me traslade al Departamento de Actividad Física y Deportiva, donde desarrolle mi investigación con el profesor Victor Soto, en el área de biomecánica para la prevención de lesiones de tobillo, utilizando un escáner corriente, como una forma de evaluación de las huellas plantares en deportistas.

Cuando ya debía definir mi investigación para la tesis, tenía que decidir en seguir con la temática de la tesina o realizar lo que yo siempre había soñado que era investigar sobre los factores de riesgo de las lesiones en tobillo. En esos días tuve la oportunidad de asistir a un curso del doctorado, sobre “Let’s Talk about Biomechanics” dictado por el profesor Aurelio Cappozzo y con el curso “Valoración Biomecánica del Movimiento Humano” desarrollado por los profesores Dr. Javier Rojas y el Dr. Jos Varenterghem. Con el poco inglés oral que manejo me comuniqué con los profesores Rojas y Cappozzo y les comenté de la idea de mi proyecto y de la posibilidad de realizarlo en su Universidad en Roma, y el profesor Cappozzo gentilmente me abrió la posibilidad de hacerlo allá.

Y fue en mis vacaciones de verano del 2009, cuando fui a visitar a la Universidad de Roma, al profesor Cappozzo, quién muy amablemente, después de contarle acerca de mi proyecto, me presentó su equipo de trabajo y su laboratorio. Después de esta visita, donde encontraba la posibilidad de realizar mi trabajo de investigación, retorne a Granada, realice mi proyecto de tesis con el Dr. Rojas, el cual fue aprobado por el departamento y adicionalmente, concurse para la beca de movilidad, la cual me fue otorgada para mi desplazamiento a Roma.

Llegue a Roma en Abril de 2010, con el plan de iniciar mi estancia con dos meses, para la presentación y preparación de mi propuesta de investigación, y

posteriormente retornar en Septiembre, para el desarrollo del proyecto. El grupo de investigación me sugirió darle una mirada nuevamente a mi propuesta porque, la encontraban muy extensa.

Y después de un mes y medio (literalmente) de encerrarme a realizar nuevamente una revisión bibliográfica para replantear mi propuesta, logre definir la propuesta, que hoy presentó desarrollada, donde propongo estudiar qué sucede con el tendón de Aquiles, después de un entrenamiento excéntrico

Durante el mes de Septiembre de 2010, retorno a Roma y comienzo a organizar el montaje de mi proyecto con ayuda del equipo de laboratorio. Fue una época muy difícil, primero acostumbrarme a ser más autónoma, segundo, no hablaba el italiano y mi nivel de inglés no era suficiente, tercero el desconocimiento de los equipos, que iba a utilizar, el montaje que tuve que hacer para el dinamómetro, cuando yo no sabía ni abrir un hueco con un taladro y el tiempo pasaba.....

Después de pasar tres meses de “ires y venires” comenzamos a hacer el proyecto piloto, en Diciembre de 2010, con 4 sujetos. En enero cuando retornamos, realizamos todas las correcciones que se detectaron en el proyecto piloto, dentro de las cuales está la adaptación del dinamómetro a la camilla de fisioterapia, diseño realizado por un integrante del grupo de investigación de biomecánica de la Universidad del Valle de Colombia, ya que el primer diseño era muy inestable y ellos propusieron esa alternativa.

También tuvimos una reunión con un experto en entrenamiento deportivo, con quién definimos el protocolo de ejercicio excéntrico, utilizado en esta investigación. Luego de definir las correcciones y cambios, se presenta el proyecto al comité de ética de la Universidad de la “Sapiensa”, es aceptado y comienza otra de las etapas duras del proceso la búsqueda de los sujetos, debido a la demora de la consecución, el programa que estaba planeado para 12 semanas se tuvo que recortar a 8 semanas y el rango que se estipuló de 30 a 50 años, se tuvo que aumentar a 60 años.

Después de recorrer toda la Universidad, visitando los funcionarios sedentarios, motivándolos por todos los medios posibles a participar, logramos evaluar 23 sujetos, de los cuales 17 terminaron el proceso, después de un arduo y necesario seguimiento personalizado. Terminadas las evaluaciones finales, se realiza el cálculo de las variables estudiadas con los datos recolectados. Y transcurrió otro año de interesante aprendizaje.

Tras finalizar la fase experimental en enero de 2012, retorno de nuevo a la Universidad de Granada, para finalizar el análisis de datos con mis directores Dr. Rojas y el Dr Sánchez-Cantalejo y proceder a la redacción de la tesis.

III. ORGANIZACIÓN ESTRUCTURAL DE LA INVESTIGACIÓN.

La estructura seguida en esta investigación, tiene una primera parte de Marco Conceptual, en donde se ha realizado una revisión teórica basada en la literatura existente de autores y sus aportaciones a lo largo del tiempo sobre el complejo músculo-tendón, el tendón de Aquiles, el entrenamiento excéntrico y los factores biomecánicos. Comprobando y conociendo el estado de la cuestión, para avanzar después en los tópicos que sustentan el diseño y desarrollo metodológico de esta investigación, el efecto del entrenamiento excéntrico sobre las propiedades mecánicas del tendón (Figura I).

En la segunda parte de esta tesis, el desarrollo de la investigación, una vez planteados los antecedentes de estudio, se ha procedido a enumerar los objetivos que se pretenden alcanzar con la presente investigación. Los objetivos nos han llevado a formular las hipótesis de este estudio para diseñar la metodología apropiada que nos permita verificar las hipótesis.

Los resultados y la discusión se han abordado en sendos capítulos, estructurando su estudio en los grupos de variables definidas en el método.

Las conclusiones pretenden dar respuesta al objetivo principal de esta investigación y a las hipótesis que de se derivan de los objetivos planteados. Finalmente se presentan las posibles líneas de investigación futura en los tópicos de esta Tesis Doctoral.

A modo de organigrama podemos observar en la Figura I. se plasma un esquema organizativo de la investigación, para facilitar la comprensión de su estructura.

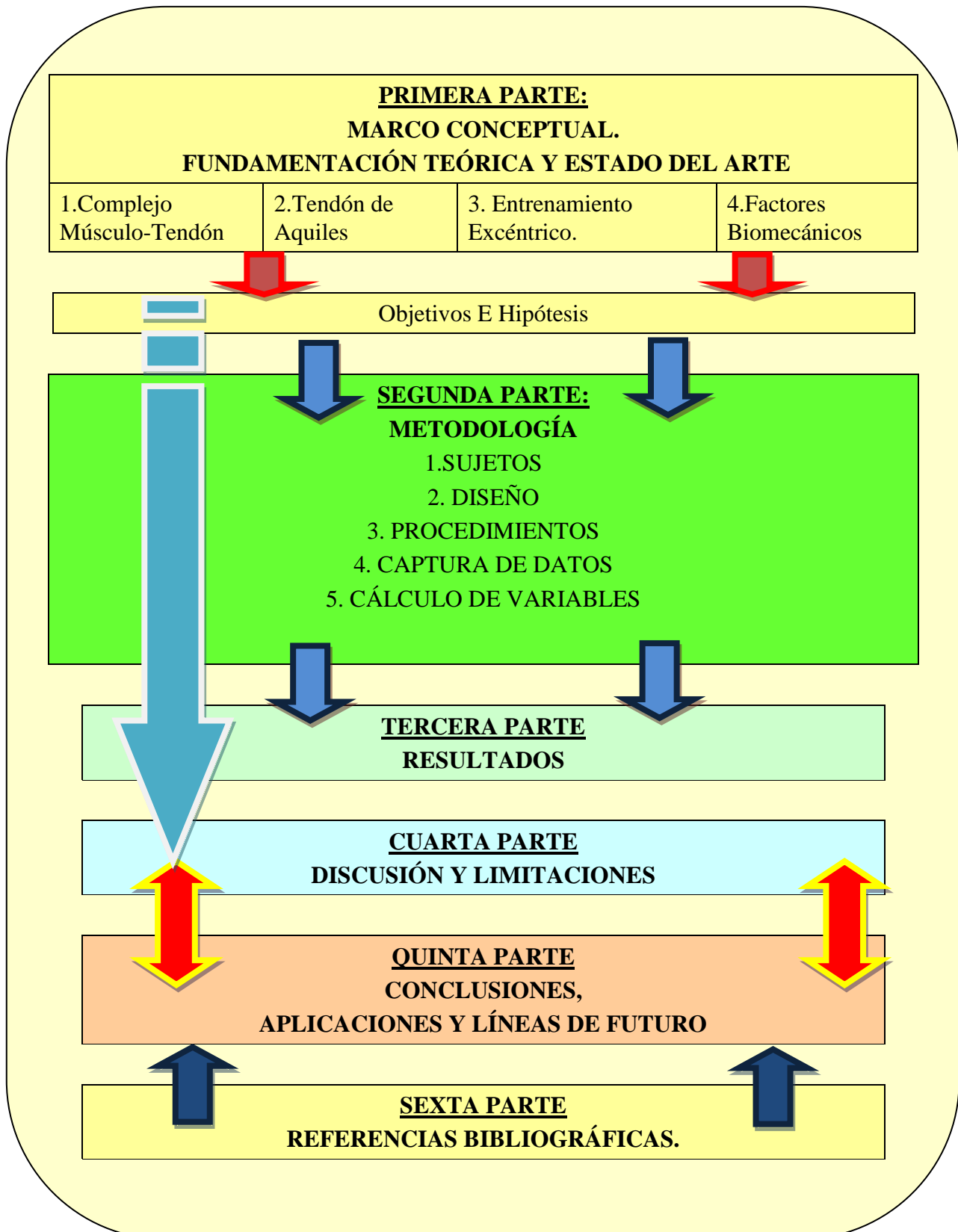


Figura 0. Esquema organizativo de la investigación.

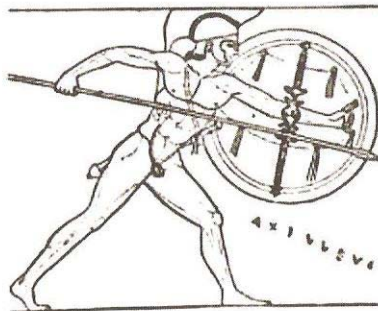
INTRODUCCIÓN



PRIMERA PARTE:
MARCO CONCEPTUAL. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1.	Introducción	13
1.2.	Estado del arte	17
1.2.1.	Complejo músculo – tendón	17
1.2.1.1.	Arquitectura del músculo	18
1.2.1.2.	Tipos de contracción muscular	18
1.2.1.2.1.	Contracción excéntrica	20
1.2.1.3.	Biomecánica muscular	41
1.2.1.4.	Estructura del tendón	47
1.2.1.5.	Composición del tendón	49
1.2.1.6.	Características del tendón	52
1.2.1.7.	Funciones del tendón	52
1.2.1.8.	Biomecánica del tendón	53
1.2.2.	Tendón de Aquiles	
1.2.2.1.	Anatomía	62
1.2.2.2.	Biomecánica	64
1.2.2.3.	Implicaciones del comportamiento mecánico	70
1.2.2.4.	Tendinopatía	71
1.2.3.	Fundamentación del protocolo de ejercicio excéntrico	76
1.2.4.	Factores mecánicos	81
1.2.4.1.	Momento de fuerza	81
1.2.4.2.	Centro de rotación	85
1.2.4.3.	Brazo de palanca	87
1.2.4.4.	Biomecánica de los materiales	92
1.2.4.4.1.	Rigidez	92
1.2.4.5.	Técnicas de medición mecánicas	98
1.2.4.5.1.	Estereofotogrametría	98
1.2.4.5.2.	Ecografía	98
1.2.4.5.3.	Dinamometría	108
1.3.	Objetivos e hipótesis	
1.3.1.	Objetivo General	112
1.3.2.	Objetivos específicos	112
1.3.3.	Hipótesis	112

1.1 INTRODUCCIÓN



“Aquiles, el guerrero y el héroe de la Iliada de Homero, da prestado su nombre para el tendón más grueso y más fuerte del cuerpo humano, el tendón de Aquiles. Debido a que fue la región que quedo desprotegida, se hizo vulnerable, siendo el sitio donde le dieron muerte”.

(Shampo and Kyle, 1992, tomado de Maffulli 1.999)

El hombre en su búsqueda de mejorar su calidad de vida, ha comenzado a participar cada vez más activamente tanto en el deporte recreativo como en el competitivo, lo que se ha traducido en un aumento de las lesiones deportivas tanto a nivel traumático agudo como por sobre-uso o por estrés continuado (Kader, Saxena, Movin y Maffulli, 2002).

El tendón de Aquiles actúa de forma continua en la mayoría de las actividades físicas, ya que la marcha, la carrera o el salto son inherentes a múltiples actividades deportivas. El uso continuado en actividades deportivas ha provocado por un lado su fortalecimiento, al ser una estructura altamente estimulada y por otro lado que sea una de las estructuras, en los miembros inferiores de mayor incidencia (Longo, Ronga y Maffulli, 2009) y prevalencia de lesiones (Cook, Khan y Purdam, 2002) tanto en atletas y deportistas como en la población en general (Kader et al., 2002).

Históricamente, la tendinopatía de Aquiles ha sido considerada una de las más comunes afecciones de la actividad física de los deportistas pero también ha sido reportada tanto en hombres como en mujeres de varias edades y niveles de actividad física (Alfredson, 2003a; Silbernagel, Gustavsson, Thommé y Karlsson, 2006; Sayana y Maffulli, 2007). La génesis de las lesiones del tendón de Aquiles probablemente

ocurren debido a incrementos abruptos en la intensidad y/o duración de la actividad física o excesiva repetición del mismo gesto deportivo (Kader et al., 2002; Wren, Yerby, Beaupré y Carter, 2001; Jarvinen T.A., Kannus, Paavola, Jarvinen T.L., Jozsa, y Jarvinen, M. 2001; McCue y Mazzone, 2002) o peor aún ruptura del tendón de Aquiles, la cual ocurre con frecuencia en sedentarios que realizan actividad física intensa de forma intermitente o en atletas tras tendinopatías crónicas no resueltas.

Tanto la tendinopatía, como la ruptura, se pueden producir por la imposibilidad del tendón de soportar la carga mecánica del incremento del ejercicio físico (Wren et al., 2001). Se ha demostrado que los tendones son capaces de responder a las fuerzas mecánicas mediante la alteración de su estructura y características mecánicas (adaptación mecánica tisular o mecano - transducción) (Sayana y Maffulli, 2007). Una carga mecánica determinada puede producir una adaptación adecuada, mientras que una carga excesiva, puede provocar degeneración del tendón. El reto es determinar el tipo y la cantidad de carga apropiada y las adaptaciones que se producen. Por tanto se deben investigar las respuestas del tendón a diversos tipos de carga mecánica.

La tendinopatía de Aquiles ha sido investigada y tratada principalmente mediante dos procedimientos, de forma conservadora y quirúrgica, generalmente con buenos resultados a corto plazo, lo que ha llevado a que se convierta en una lesión crónica, limitando el nivel de actividad física de los lesionados. En las últimas décadas, los tratamientos basados en ejercicio excéntrico, han demostrado mejores resultados clínicos a corto plazo, que los concéntricos en el tratamiento de la tendinopatía crónica en la porción media de Aquiles (Alfredson, 2003a; Alfredson, 2005; Alfredson, Öhberg y Forsgren, 2003b; Maffulli, Lorentzon y Alfredson, 2001; Kingma, De Kinkker, Wittink y Takken, 2007).

De acuerdo con la revisión realizada por Kingma et al., (2007) sobre el entrenamiento excéntrico con sobrecarga en pacientes con tendinopatía de Aquiles, reportaron que un 56% de los estudios, fueron categorizados de evidencia B (ensayos clínicos aleatorizados de calidad metodológica moderada o tamaño insuficiente o sobre otros estudios comparativos) y 44% de los estudios, fueron evaluados como de evidencia C (estudios no comparativos), concluyendo que la evidencia de la efectividad del entrenamiento excéntrico en pacientes con tendinopatía de Aquiles era insuficiente..

Existen varias hipótesis que se mencionan en la literatura: primera, el efecto del entrenamiento excéntrico puede llevar a hipertrofia del tendón e incremento de la fuerza generada por el tendón, segunda: el efecto del componente de alargamiento activo de la unidad músculo-tendón del ejercicio excéntrico puede tener una influencia en la mejora de las propiedades elásticas del tendón (Alfredson y Lorentzon, 2000), tercera: el efecto de endurecimiento en la neo-vascularización (Öhberg y Alfredson, 2004a) y cuarta: el efecto de las oscilaciones de la fuerza en lugar de la magnitud de la fuerza (Rees, Lichtwark, Wolman y Wilson, 2008), estos efectos producen cambios en las propiedades mecánicas del tendón como la fuerza transmitida, longitud y la rigidez, lo que puede tener implicaciones en el rango de movilidad y en la estabilidad del tobillo, factores importantes en la prevención y la rehabilitación de las lesiones osteomusculares y mejor desempeño físico de los deportistas.

Tres estudios *in vivo* determinaron la rigidez del tendón de Aquiles, en población sana, con programas de ejercicio excéntrico; dos de los proyectos de 6 semanas, se basaron en el protocolo de Alfredson, Pietila, Jonsson, Lorentzon, (1998) y obtuvieron cada uno diversos resultados, el primero obtuvo disminución de la rigidez del tendón (Morrissey, Roskilly, Twycross-Lewis et al. 2010) y el segundo, ningún cambio en la rigidez (Mahieu, Mcnair y Cools, 2008). La tercera investigación, con un programa de 7 semanas, con aumento de carga progresiva, teniendo en cuenta la una resistencia máxima concéntrica, encontró aumento de la rigidez del tendón (Duclay J., Martin, Duclay, Cometti y Pousson, 2009).

De la bibliografía consultada se deduce la existencia de una controversia entre los resultados de los estudios anteriores debido probablemente a las diferencias metodológicas de los tres estudios y al programa del entrenamiento excéntrico. Los dos primeros trabajaron el protocolo de Alfredson et al., (1998), sin especificar intensidad, volumen y velocidad y el tercero (Duclay et al., 2009), utilizó cargas máximas, lo que probablemente no permitió, realizar arcos completos de movilidad, ni altas velocidades. Igualmente, en estas tres investigaciones se desarrollaron con programas con menos de 8 semanas de entrenamiento, tiempo mínimo necesario para conseguir adaptaciones en los tejidos (Guilhem, Cornu, Guével, 2010).

La cuestión que nos planteamos es ¿Qué sucede con la rigidez del tendón después de un entrenamiento excéntrico?, con esta tesis doctoral se pretende poner de manifiesto y valorar las controversias planteadas y mejorar aspectos metodológicos de los diseños anteriores. La metodología propuesta, basada en el protocolo experimental de Alfredson et al., (1998), con una carga y velocidad incrementada moderadamente (de fácil ejecución) pretende comparar el efecto sobre la rigidez del tendón de Aquiles de un programa de entrenamiento durante 8 semanas, con una pierna trabajando concéntrico y con la otra pierna excéntricamente, realizado por el mismo sujeto.

1.2. ESTADO DEL ARTE

1.2.1. Complejo músculo – tendón

Desde un punto de vista estructural y funcional, de acuerdo con el modelo clásico de Hill (1950), el complejo músculo-tendón consiste en una unidad, con componentes contráctiles y elásticos que movilizan las palancas óseas mediante los momentos de fuerza que desarrollan los elementos elásticos y contráctiles a través del tendón en la inserción muscular. El primer componente activo, formado por las proteínas contráctiles (EC) de las miofibrillas (actina y miosina) y el segundo componente elástico pasivo dispuesto en paralelo (EP), compuesto por el tejido conectivo (epimisio, perimisio, endomisio, sarcolema, fascia) y dispuestos en serie (ES), representado por el tendón (figura 1). El componente elástico en serie es pasivamente estirado por una fuerza externa e interactúa con el componente contráctil, funcionando como un almacén de energía elástica y como un amortiguador mecánico (Muramatsu, Muraoka, Takeshita, Kawakami, Hirano y Fukunaga, 2001).

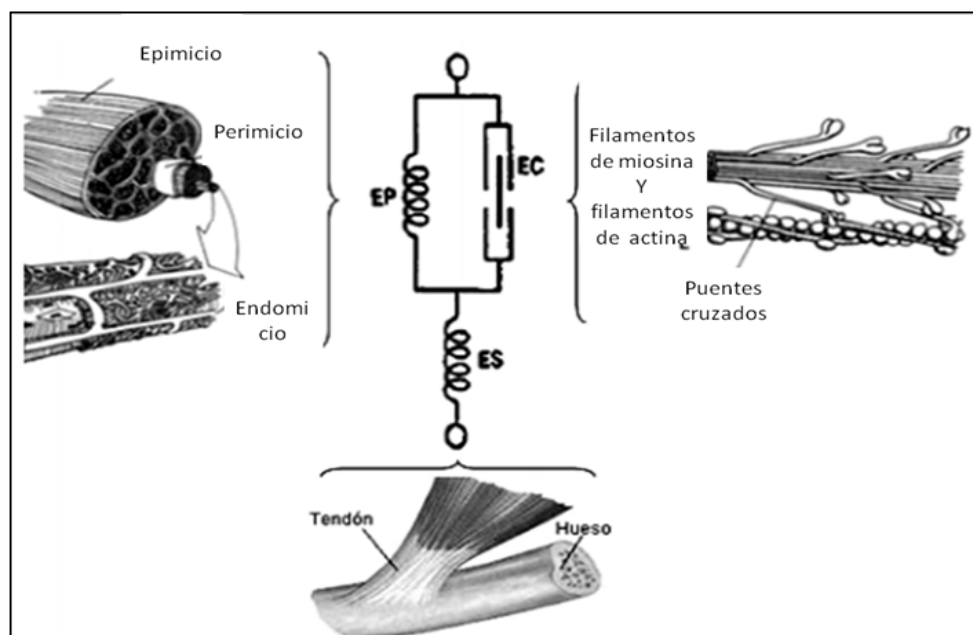


Figura 1.- Modelo mecánico de Hill: ilustra los componentes biológicos con sus análogos mecánicos. EC: elemento contráctil, representando los puentes de actina y miosina; EP: elementos en paralelo, representando al tejido conectivo; ES: elementos en serie, representando al tendón. Adaptado de “Dispositivo de simulación de la contracción isométrica en músculo esquelético para usos didácticos”, por F. A. Jure, y S. Belluzo, 2011, XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica Mar del Plata. Recuperado de http://www.sabi2011.fi.mdp.edu.ar/proceedings/SABI/Pdf/SABI2011_124.pdf

1.2.1.1 Arquitectura del músculo

La arquitectura muscular se refiere a la disposición geométrica en el espacio, de los diferentes elementos del músculo: área de sección transversal anatómica y área de sección transversal fisiológica, ángulo de penación, longitud y grosor de los fascículos musculares, las cuales se pueden observar mediante imágenes ecográficas.

La arquitectura muscular se relaciona con factores intrínsecos del individuo, como la edad (Binzoni, Bianchi, Hanquinet, Kaelin, Sayegh, Dumant, y Jéquier, 2001; Kubo, Kanehisa, Azuma, Ishizu, Kuno, Okada, y Fukunaga, 2003a) y el sexo (Chow, Medri, Martin, LeeKam, Agur y McKee, 2000) y sufre cambios como respuesta al entrenamiento de la fuerza (Kawakami, Abe, Kubo y Fukunaga, 1995) y a la inactividad (Narici, 1999). Estos cambios consisten en el aumento del grosor de la fibra muscular (hipertrofia) y modificación del ángulo de penación. Los cambios en el ángulo de penación dependerán del tipo de entrenamiento, del movimiento (explosivos), de la velocidad y/o de fuerza aplicada. (Blazevich, Gill, Bronks y Newton, 2003).

1.2.1.2. Tipos de contracción muscular

Existen dos tipos de contracción muscular: dinámicas, o estáticas.

La **contracción dinámica** a su vez se clasifican en (figura 2):

- Concéntrica: del latín “con” (centrum) con un mismo centro, es una contracción donde la tensión acerca los extremos del músculo hacia el centro, acortando la estructura. Son posibles cuando la resistencia (carga) es menor al potencial máximo del sujeto.

- Excéntrica: es una contracción donde la tensión separa sus extremos, ocurre cuando la fuerza producida por el músculo es inferior a la carga externa aplicada, llevando la unidad músculo-tendón a alargarse, absorbiendo energía mecánica.

Las **contracciones isométricas o estáticas**, su palabra proviene del griego “iso” (igual) y “métrico” (medida), es una contracción que desarrolla una tensión elevada sin alterar su longitud, también llamada estáticas.

Las **contracciones dinámicas isocinéticas**, su palabra se origina del griego “iso” (igual) y “cinético” (movimiento). Caracterizando una contracción con velocidad constante en todo el rango de movimiento, requiere de equipo específico, para mantener una velocidad constante, independiente de la carga.

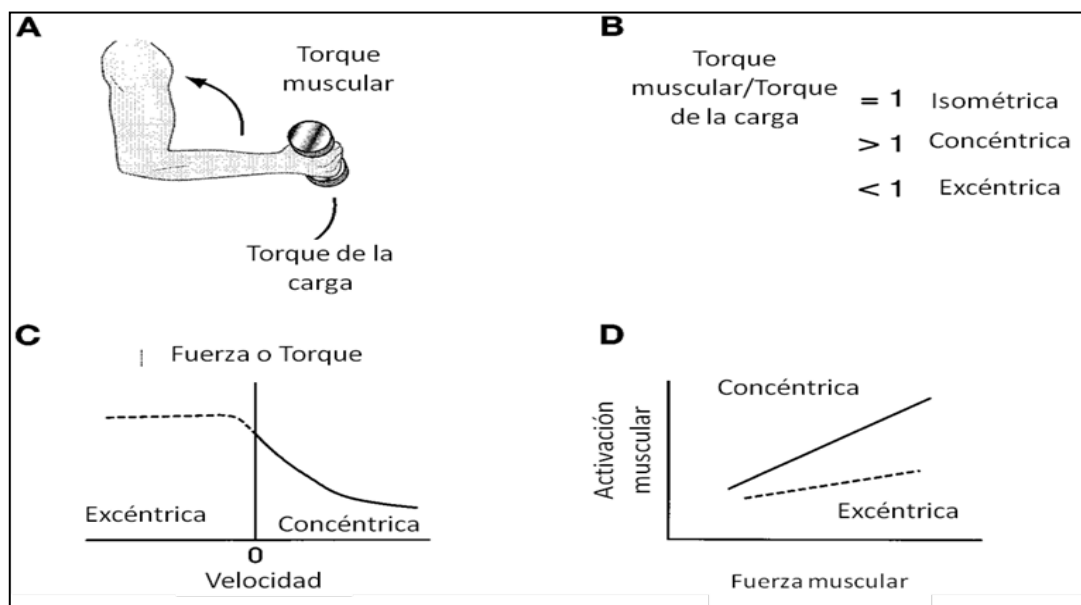


Figura 2.- Comparación entre la contracción concéntrica y la contracción excéntrica. A: el movimiento depende de la relación de los músculos y los momento de fuerzas de carga. B: relación de los músculos y los momento de fuerzas de carga que producen la contracción isométrica (no hay cambio en la longitud muscular), concéntricas (acortamiento), y excéntricas (alargamiento). C: variación de la fuerza máxima del músculo como una función de la velocidad muscular. D: Las diferencias entre las contracciones concéntricas y excéntricas en la activación muscular requerida (EMG) para lograr una fuerza de músculo determinado. Adaptado de Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system, por.R.Enoka, 1996, *Journal of Applied Physiology*, 81, 2340.

1.2.1.2.1. Contracción excéntrica

Definición:

Lindstedt, LaStayo y Reich (2001) en su revisión narran que la palabra excéntrica fue introducida por primera vez por Asmussen en 1953, al combinar el prefijo ex “desde o fuera de ella”, con la palabra “céntrica” centro, definiendo una contracción muscular que se alejaba del centro del músculo. Pero explican que fue Fick en 1882, el que observó que un músculo podía ejercer mayor fuerza cuando se estira mientras se contraía. Y que luego Hill en 1932, mostró que existía disminución de la liberación de energía en un músculo que se estiraba cuando se contraía. Sin embargo dicen que la primera demostración práctica fue presentada por Bud, Biglan y Murdoch en 1952, con dos bicicletas estacionarias, unidas por una sola cadena, con los espaldares de los sillones colocados espalda con espalda, donde un sujeto pedaleaba hacia adelante ejecutando una contracción concéntrica y el otro se oponía a este movimiento, trabajando excéntricamente (por el frenado de los pedales hacia atrás) y así terminan contando como fue el origen de tan valiosa palabra en la biomecánica y por tanto en la vida diaria “contracción excéntrica”.

Una contracción excéntrica, ocurre cuando el momento de fuerza creado por la acción muscular sobre cualquier extremo de una articulación es en dirección opuesta al movimiento angular de la palanca. Ejemplo: cuando los flexores son activados y ocurre el movimiento de extensión (figura 2), creando un trabajo mecánico negativo, que resulta en una disminución de la energía cinética y /o energía potencial. Una contracción excéntrica también ocurre cuando la velocidad del movimiento de una extremidad está desacelerando, o su posición está siendo descendida lentamente, ocurre una contracción excéntrica (de frenado) (McGinnis, 2004). El brazo de potencia producido por la tensión los elementos contráctiles y elásticos y la distancia al eje articular es menor que el brazo de resistencia a vencer, el músculo aumenta su longitud, a pesar de la activación de la unión de las cabezas de los puentes cruzados.

En la fase de descenso, durante la marcha controlada y a baja velocidad, los puentes cruzados ejercen una fuerza de magnitud suficiente para disminuir la velocidad de descenso del movimiento, pero insuficiente para detenerlo o elevarlo (figura 3).



Figura 3.- Actividad excéntrica. Cuando un músculo activo se alarga durante una contracción excéntrica, se comporta como un conjunto amortiguador-resorte. En senderismo cuesta abajo, casi toda la energía que se extiende a los músculos activos se pierde como calor (extensión del amortiguador). El músculo Tríceps Sural (cuadro rojo) está trabajando excéntricamente. Adaptado de "When Active Muscles Lengthen: Properties and Consequences of Eccentric Contractions", por S.L.Lindstedt, P.C.LaStayo y T.E. Reich, 2001. *News Physiology Science*, 208, 4716

Características de la contracción excéntrica

- *Desarrolla mayores picos de fuerza:* Doss y Karpovich (1965, citado por Middleton y Montero, 2004) compararon la fuerza producida por los tres tipos de contracción y encontraron que la fuerza producida por la contracción excéntrica era 13.5% mayor que la isométrica y un 39.7% mayor que la concéntrica y Komi (1986), dedujo de su trabajo que una contracción excéntrica puede generar una tensión en torno al 20-30% mayor que la generada por una contracción isométrica (al mismo nivel de activación). Los datos anteriores son solo una muestra de todos los estudios que demuestran, desde hace varios años, que la contracción excéntrica es capaz de generar mayor tensión que las contracciones isométricas y concéntricas (Guilhem, Cornu y Guével, 2010). Este comportamiento puede ser explicado en función de los puentes cruzados, cuando un músculo es alargado activamente desde una situación isométrica, los puentes cruzados unidos son estirados y esto aumenta la tensión media generada por cada puente cruzado, después de cierto grado de estiramiento se produce un desacoplamiento y un rápido acoplamiento (200 veces más rápido que durante acciones

isométricas). De esta manera el pequeño rango de rigidez muscular que se produce en el inicio de la contracción excéntrica, se debería al aumento de la tensión media, producida por cada puente cruzado. En la medida en que el alargamiento continúe, los puentes se acoplan rápidamente, produciendo otra vez una gran tensión muscular. (Izquierdo, 2008, p. 559).

- *Posible inversión del orden de reclutamiento de unidades motoras:* Existe un orden de reclutamiento según el tipo de fibras en unidades motoras (UM) durante las contracciones concéntricas e isométricas. Nardone et al. (1989 citado por Enoka, 1996) identificaron unidades motoras que no habían sido reclutadas durante las contracciones concéntricas e isométricas de los flexores plantares, que si habían sido reclutadas en las contracciones excéntricas. Correspondiendo a la contracción excéntrica unidades motoras de umbral alto (fibras rápidas) el primer reclutamiento. La actividad del sóleo (predominio fibras lentas) parecía inhibida en comparación al Gastrocnemio (predominio fibras rápidas), mucho más elevada.

Sin embargo, existe controversia entre autores que han estudiado la velocidad de conducción del impulso nervioso en la fibra muscular (determinando la frecuencia media de la señal electromiografía EMG), partiendo de la base que las fibras rápidas presentan una mayor velocidad de conducción que las fibras lentas, un aumento en la frecuencia media, indicaría un incremento en el reclutamiento de las fibras rápidas (McHungh et al., 2002, citado por Guilhem, Cornu y Guével, 2010). Pero los estudios de Komi et al., (2000) y Aagaard et al. (2000, citado por Guilhem, Cornu y Guével, 2010), encontraron resultados contrarios. Por tanto, no se puede concluir que las unidades motoras de las fibras rápidas son selectivamente reclutadas durante la contracción excéntrica.

- *Menor activación muscular:* durante las contracciones excéntricas se produce una menor activación de las unidades motoras en comparación con las contracciones concéntricas e isométricas, en la figura 4 se observa como a un nivel de activación del 50% de contracción excéntrica, corresponde a un nivel de activación del 75% de contracción concéntrica. Enoka (1996) propone que este fenómeno se debe a

dos factores:(Figura 4). Enoka (1996) propone que se debe a dos factores: Un menor nivel de activación de todas las motoneuronas y un menor número de motoneuronas implicadas.

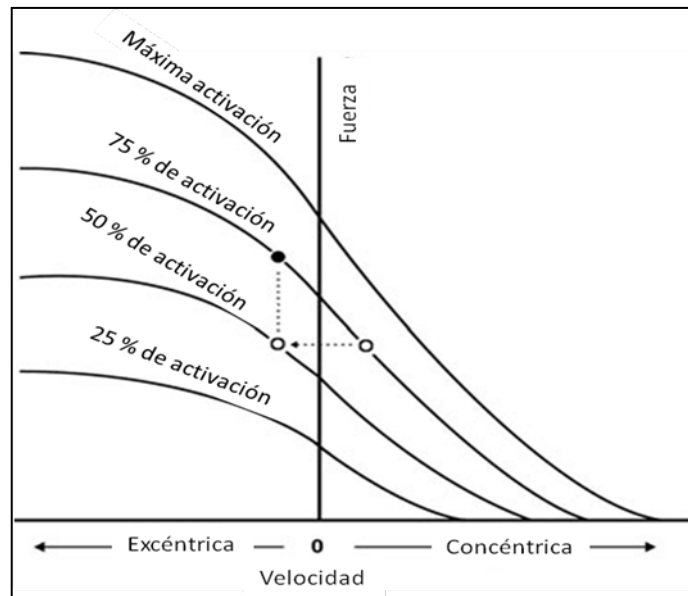


Figura 4.- Curvas velocidad – fuerza a diferentes niveles de activación muscular: diagrama conceptual basado en los resultados experimentales de Chow y Darling, (1999); Camilleri y Hull, (2005). Los dos círculos abiertos ilustran la situación teórica durante el entrenamiento de resistencia convencional, en esta situación, la contracción excéntrica presenta una curva fuerza-velocidad diferente, que corresponde a un nivel de activación más bajo (50%) que el de la contracción concéntrica (75%). El círculo lleno ilustra la situación teórica del estudio que se referencia, para el grupo excéntrico, donde el entrenamiento de carga se estableció en relación a la repetición máxima excéntrica y por lo tanto teóricamente pertenece a la curva de activación del mismo nivel que la fase de contracción concéntrica en el grupo concéntrico.. Adaptado de “Differential adaptations to eccentric *versus* conventional resistance training in older humans”, por N.D.Reeves, C.N.Maganaris, S. Longo y Narici M.V (2009). *Experimental Physiology* 94 (7), 825–833.

Otra hipótesis es la del mecanismo inhibitor. Westing et al., (1990 citado en Farthing y Chilibeck, 2003) utilizando la técnica de estímulos eléctricos supra-impuestos durante contracciones máximas voluntarias, encontró un incremento en el momento de la fuerza durante la contracción excéntrica máxima, mientras que las contracciones máximas isométricas y concéntricas no se vieron influenciadas por la estimulación “extra”, posiblemente por una menor activación de los músculos agonistas (Rutherford et al., 2001, citado en Lindstedt, 2001). Y la tercera propuesta (Fang et al.,

2.001, citado en Roig y Ranson, 2007) se basa en que el cerebro planea y procesa de forma diferente ambos tipos de contracciones (concéntrica y excéntrica). La mayor magnitud del potencial positivo detectado durante las contracciones excéntricas, parece indicar que una cantidad superior de información sensorial está siendo sometida en el cerebro durante dicho modelo de funcionamiento muscular.

Owings y Grabiner (2002, citados en LaStayo et al., 2003), propusieron que desde el Sistema Nervioso Central, los comandos u órdenes son diferentes en función del tipo de contracción que se va a realizar.

La revisión bibliográfica ha puesto de manifiesto que la contracción excéntrica, presenta una menor activación muscular con la misma tensión muscular, pero la causa todavía no es clara.

- *Menor gasto energético:* Asmussen (1953, citado por Lindstedt et al. 2.001) y Bigland-Ritchie y Woods (1976, citados por Lastayo 2003) concluyeron que los requerimientos de oxígeno del ejercicio excéntrico era menores en comparación con el ejercicio concéntrico equivalente (53-59%). Una posible explicación está relacionada con el proceso de la contracción muscular. Los puentes cruzados durante la contracción excéntrica son forzosamente desactivados por el estiramiento, sin necesidad de ATP (figura 5). Además, se añade el hecho que el trabajo excéntrico comparado con los otros modelos de contracción muscular provoca una menor actividad del sistema simpático, y del sistema cardiovascular.

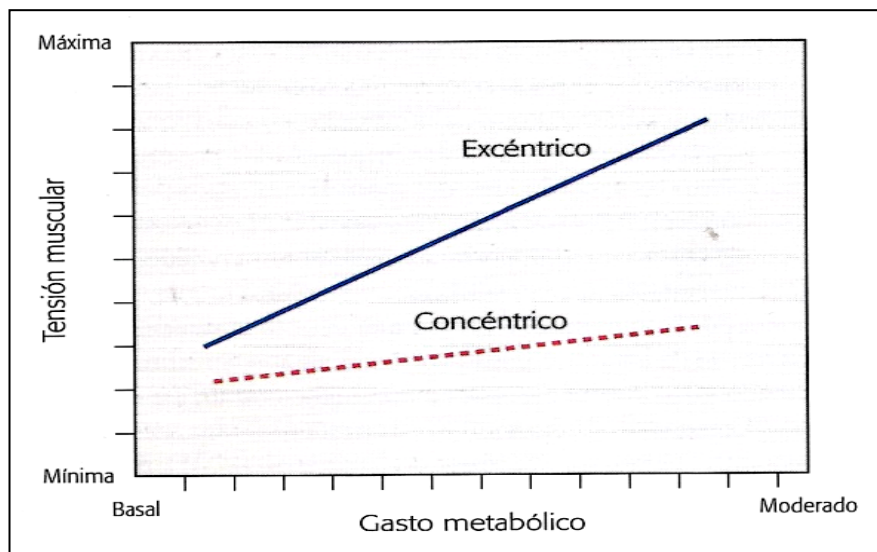


Figura 5.- Gráfica fuerza-costo metabólico, comparando la contracción excéntrica con la concéntrica. Adaptado de “When Active Muscles Lengthen: Properties and Consequences of Eccentric Contractions” S.L Lindstedt., P.C LaStayo y T.E.Reich, 2001, *News Physiology Science*, 208, 4716.

En general se acepta que durante las acciones excéntricas hay una mayor producción de fuerza relativa, a pesar de la ligera menor actividad superficial electromiografía (EMG) comparadas con las acciones musculares concéntricas. Este hecho se debe probablemente al menor reclutamiento relativo y a las tasas de descarga de las unidades motoras activas secundaria a la eficiencia mecánica superior y a la disipación de energía de las acciones musculares excéntricas.

Daño Muscular

El ejercicio excéntrico intenso puede desencadenar en el músculo una serie de procesos que producen una sintomatología aguda caracterizada por dolor, inflamación, rigidez muscular y aumento de la concentración sérica de proteínas musculares como la creatina Kinasa (CK).

Byrne, Twist and Eston (2004), definieron como situación de daño muscular, aquella en la que uno o más marcadores directos o indirectos estaban presentes. Dicho

daño, que probablemente es debido al grado de tensión a la que son sometidas las fibras por falta de acondicionamiento excéntrico, pueden ser el inicio del proceso de adaptaciones agudas y crónicas al ejercicio excéntrico.

El músculo como material dúctil, responde al alto nivel de tensión generada por la contracción excéntrica, deformándose (elasticidad). Fridén et al. (1981; Newham et al. 1983; Beaton et al. 2002, citados en Proske, and Morgan, 2001) evidenciaron en biopsias de músculos, que fueron ejercitados excéntricamente y había presentado dolor muscular tardío (DOMS) alteraciones morfológicas en los filamentos del músculo que consistieron en desorganización de las líneas Z, afectando las moléculas de titina (encargada de mantener la estructura de los elementos contráctiles de la miofibrilla), produciendo un daño selectivo y no homogéneo. Igualmente fueron encontrados desplazamientos de los núcleos de las células musculares (Child et al., 1999, citado en Byrne, Twist and Eston, 2004).

Esta disrupción miofibrilar fue encontrada tres veces más en las fibras rápidas que en las lentas, (Fridén et al., 1983, citado en Proske, 2001), lo que corrobora lo enunciado anteriormente sobre la selectividad de mayor reclutamiento de fibras rápidas durante la contracción excéntrica. Este daño sobre el sarcolema y retículo sarcoplásmico, puede inducir a un incremento en la concentración de Ca^{++} intracelular. La unión de estos dos fenómenos mecánico y fisiológico, explica la pérdida de tensión en la contracción muscular.

Posteriormente a esta lesión mecánica se desencadena una reacción inflamatoria, mediada por la síntesis de leucotrienos, encargados de incrementar la permeabilidad vascular y actuando como factores quimiotácticos (atrayendo neutrófilos al sitio del daño) y las prostaglandinas (E2 y PGE2), productoras del dolor, al hipersensibilidad determinadas aferencias primarias. Este proceso se evidencia por la hinchazón, debida a la acumulación de líquido, con infiltrados de neutrófilos (detectados tanto en sangre, como en el músculo) que liberan durante su actividad fagocítica: lisozimas (facilita la rotura de proteínas dañadas) y oxígeno.

Respuesta agudas inducidas por el ejercicio excéntrico

- *Efecto de la repetición de carga:* Está demostrado que en forma aguda el ejercicio excéntrico de intensidad elevada, produce daño muscular y en consecuencia dolor e inflamación. Pero si se realiza el mismo ejercicio, un tiempo después se produce una adaptación “efecto protector” basado en los principios del entrenamiento deportivo. Este fenómeno ha sido llamado “Efecto de la repetición de carga” (RBE) (Mc Hung et al., 1999 citado por Guilhem, Cornu y Guével, 2010).

Este proceso depende del tipo de ejercicio excéntrico realizado, de la carga, del número de repeticiones y del rango o amplitud de movimiento realizado (longitud del complejo músculo-tendón). (Pettitt et al., 2005, citado en Brughelli. and Cronin, 2007) y ha demostrado que ejercicios realizados en mayores rangos de movilidad, son más susceptibles de producir el “Efecto de la repetición de carga” (RBE), que en ejercicios de menor amplitud.

McHung et al. (1999 citado por Guilhem, Cornu y Guével, 2010) postulan la siguiente teoría sobre el “Efecto de la repetición de carga” (RBE):

- Neurales: Aunque esta controvertido, parece que una de las explicaciones del “Efecto de la repetición de carga” (RBE), es el patrón de reclutamiento específico, de las fibras rápidas que se produce de las contracciones excéntricas.

- Mecánicas: Hay dos posibles explicaciones:

- Re-organización estructural de los filamentos intermedios (agrupaciones de proteínas fibrosas) (transmisión de fuerzas), después del primer ejercicio, proporcionan una mejores condiciones para afrontar la segunda carga excéntrica.(Fridén et al., 1983, citado en Proske and Morgan, 2001)

- Adaptación del tejido conectivo intramuscular: posterior a un ejercicio con alto componente excéntrico, ayudaría a disipar el estrés de las miofibrillas durante las contracciones excéntricas.(Lapier et al., 1995, citados en Guilhem, Cornu y Guével, 2010).

- Celular: Reforzamiento de la membrana celular, como explicación alternativa a la adaptación del tejido conectivo. (Clarkson y Temblay, 1988, citado en Izquierdo, 2008 p. 619) Eliminación de un grupo de fibras débiles susceptibles al daño, después del primer ejercicio. (Byrne et al., 1985, Foley, 1999, citados en Izquierdo, 2008 p. 619 y Mair et al., 1995, citada en Byrne, Twist and Eston, 2004). Esta teoría pierde valor cuando se demuestra que sucede lo mismo cuando el ejercicio no ha producido daño. (Clarkson y Temblay, 1988; Brown et al., 1997, citados en Byrne, Twist and Eston, 2004).

Adaptaciones crónicas inducidas por el ejercicio excéntrico

1. Adaptaciones crónicas del músculo al ejercicio excéntrico:

Para investigar las adaptaciones al ejercicio excéntrico, es necesario utilizar estímulos que produzcan esfuerzos mecánicos (tensión), junto con la separación de los extremos del músculo (característica de la contracción excéntrica). La revisión bibliográfica ha reportado que la aplicación a largo plazo de estos estímulos pueden producir, entre las muchas adaptaciones: (i) adición de sarcómeros en serie, (Butterfield et al. 2005; Lynn and Morgan, 1994, citados por Duclay, Martin, Duclay, Cometti y Pousson, 2009) que puedan afectar la longitud fascículo; e inducir (ii) adaptaciones en la rigidez del músculo y del tendón (Kubo, Yata, Kanehisa y Fukunaga, 2006) (Figura 6).

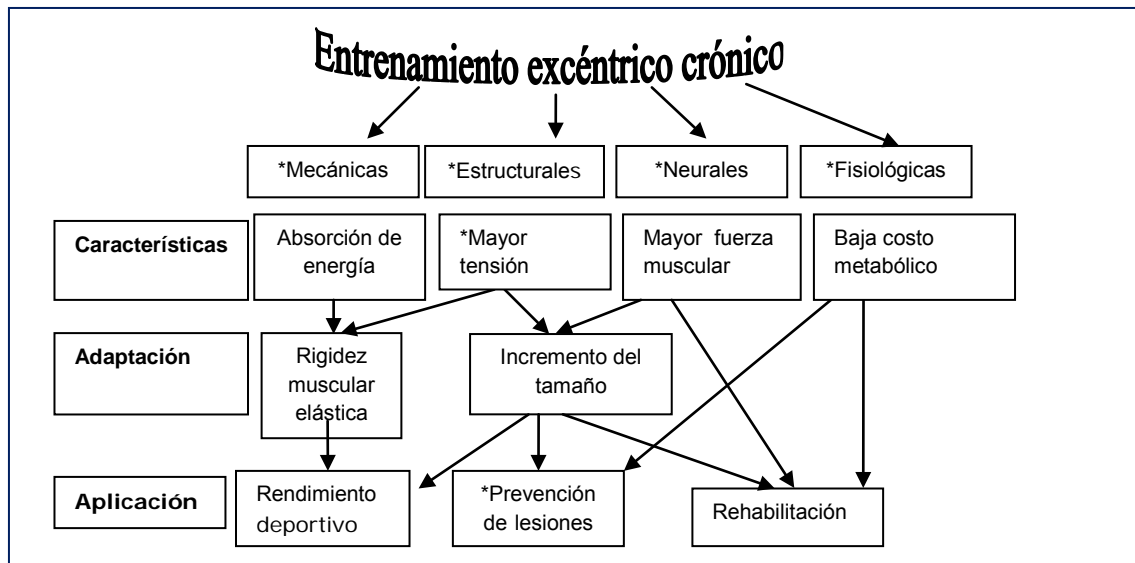


Figura 6.- Esquema de las adaptaciones musculares desencadenadas por el entrenamiento excéntrico crónico, que tiene efectos significativos y deseables, tanto en la rehabilitación como en el deporte. Adaptado de “When Active Muscles Lengthen: Properties and Consequences of Eccentric Contractions”, por S.L.Lindstedt, P.C LaStayo. y T.E.Reich (2001). *News Physiology Science*. 16, 259. *Complementado por la autora.

- Adaptaciones neurales

De acuerdo a las características de la contracción excéntrica, Guilhem, Cornu y Guével, (2010), describen las respuestas de estas propiedades al entrenamiento excéntrico, con los siguientes resultados:

- a. Actividad cortical más amplia y más rápida a medida que los movimientos se están ejecutando (Fang et al., 2004 citado en Guilhem, Cornu y Guével, 2010).
- b. Estudios con electroencefalogramas mostraron una alta y temprana actividad cortical, antes, y durante contracciones excéntricas submáximas y máximas, lo que sugiere un proceso de programación en el Sistema Nervioso Central (SNC) diferente a las contracciones concéntricas.
- c. Inversión del patrón de activación de las unidades motoras. Durante la contracción excéntrica son reclutadas preferiblemente las fibras de

contracción rápida y las unidades motoras de umbral alto en todos los niveles de carga. Con el entrenamiento excéntrico se presenta aumento de fibras musculares intermedias (IIa y IIa/IIb), y a veces disminución de las IIb (Nardone, et al. 1989 citado en Enoka, 1996).

- d. Aumento del efecto “educación-cruzada” (efecto mediante el cual la fuerza se producen en la extremidad contra lateral no entrenada) (Enoka, 1996).
- e. Adaptaciones neurales rápidas, secundarias a entrenamiento de la resistencia y adaptaciones neuronales más rápidas al entrenamiento de fuerza (Hortobagyi et al. 1996; Hortobagyi et al., 2001 citado en Enoka, 1996).
- f. Atenuación de la actividad nerviosa muscular simpática (Carrasco et al., 1999 citado en Roig, 2009).
- g. Reducción de la amplitud electromiografía (EMG) en los niveles de fuerza similar, porque la activación de unidades motoras es más bajo (Tesch et al., 1990 citado en Enoka, 1996).

Se puede plantear que el control neural de las acciones musculares excéntricas frente a otros tipos de contracciones (Enoka, 1996) es probablemente un factor determinante en las respuestas del músculo al entrenamiento tanto de resistencia como de fuerza (carga).

- Adaptaciones Fisiológicas

Se ha demostrado que con el entrenamiento excéntrico, se mejora la eficiencia del metabolismo, presentando mayor resistencia a la fatiga y el aumento del consumo de oxígeno durante las acciones excéntricas son insignificantes en comparación con las contracciones concéntricas o isométricas (Horstmann et al., 2001; Ryschon et al., 1997; Dudley et al., 1991 citado en Roig, y Ranson, 2007).

Se podría teóricamente definir que en una determinada carga de trabajo con un gasto metabólico reducido, aumentaría en la duración de tiempo. Por ejemplo, un protocolo en bicicleta excéntrico ha demostrado mayores ganancias de fuerza e

hipertrofia muscular en comparación con el entrenamiento concéntrico a la misma intensidad metabólica. (LaStayo et al., 2000, citado por Roig, y Ranson, 2007).

La capacidad de proporcionar igual o mejor fortalecimiento en un mínimo costo de energía: Ventajas mecánica de las contracciones de alargamiento, por mayor absorción y almacenamiento de energía (LaStayo et al., 2003), en teoría podría ser de gran beneficio para los grupos que se caracterizan por una baja tolerancia al ejercicio tales como los adultos mayores (LaStayo, et al., 2003) y pacientes con enfermedades crónicas (Roig et al., 2008 citado en Roig et al., 2010) Estos resultados son consistentes con las investigaciones que ilustra (Ryschon et al., 1997, citado en Roig, y Ranson, 2007) de una relativa bajo producción de volumen de ATP y una reducción de la producción de amoníaco y lactato durante la contracción excéntrica, en comparación con las acciones de los músculos concéntricos (Horstmann et al., 2001, citados en Roig, y Ranson, 2007).

Por lo tanto, se concluye que la mayor resistencia a la fatiga es debido a las ventajas mecánicas de las contracciones de alargamiento, debido a la mayor absorción y almacenamiento de energía y al bajo consumo de oxígeno en comparación con las contracciones concéntricas.

- Adaptaciones Mecánicas

- *Cambios estructurales:* Los factores intrínsecamente relacionados con la arquitectura muscular observados en programas de entrenamiento excéntrico son el área de sección transversal del músculo (CSA), el ángulo de penación y la longitud de la fibra.

Una de las principales adaptaciones que presenta el músculo, posterior a un entrenamiento excéntrico es el aumento de masa de la estructura estimulada, que se visualiza en la hipertrofia del músculo, determinada por el aumento del área de la sección transversal, factor desencadenante de la generación de la fuerza muscular (Dudley et al., 1991; Farthing y Chilibeck, 2003; Komi y Buskirk, 1972; Higbie et al., 1996, citados en Guilhem, Cornu y Guével, 2010).

La capacidad de producción de la fuerza máxima de un músculo es proporcional a su área de sección transversal (CSA): cuanto más grande, mayor el número de sarcómeros en paralelo, que representa el número máximo de puentes cruzados (actina-miosina) que se pueden activar durante una contracción.

Teóricamente la hipertrofia puede deberse a:

- Mayor capacidad para generar fuerza máxima, presente en las contracciones excéntricas.
- Respuesta celular (reparación) al daño inicial producido en las proteínas de los mio-filamentos de las fibras musculares, que potenciaría la respuesta hipertrófica muscular

Un proceso asociado a la hipertrofia muscular es el aumento en el ángulo de penación, el cual es modificado por el aumento de la masa muscular. Varias investigaciones han demostrado, que posterior a una fase de entrenamiento con carga, se aumenta el ángulo de penación de los fascículos musculares (adición de cantidad de elementos contráctiles en paralelo) (Aagaard, et al., 2001, citado en Roig, O'Brien, Kirk, Murray, McKinnon, Shadgan and Reid, 2009). Con relación al entrenamiento excéntrico se demostró que un programa de 10 semanas aumentó el ángulo de penación en 21.4% frente a un 13.3% de un programa concéntrico (Blazevich et al., 2007, citado en Guilhem, Cornu y Guével, 2010).

En cuanto al cambio de longitud de los fascículos musculares, los protocolos de entrenamiento que utilizaron sobre carga (Seynnes et al., 2007, citados en Guilhem, Cornu y Guével, 2010) o de alta velocidad por ejemplo, pliometría (Blazevich et al., 2003, citados en Guilhem, Cornu y Guével, 2010) han reportado incremento de la longitud de los fascículos musculares (adición de sarcómeros en serie). Un estudio, encontró un aumento de 3.1% de la longitud de los fascículos del vasto lateral después de un entrenamiento excéntrico, comparado con un 6.3% de entrenamiento concéntrico, sin significancia estadística entre las dos modalidades de entrenamiento (Blazevich et al., 2007, citado en Guilhem, Cornu y Guével, 2010)

Brughelli y Cronin (2007) concluyen de la revisión que realizaron de 9 estudios, acerca del cambio de longitud óptima posterior a un entrenamiento excéntrico que:

- “Ejercicios excéntricos de alta intensidad resultan en grandes cambios de la longitud óptima”
- “Músculos que se contraen excéntricamente a lo largo de su longitud resultan en grandes cambios de la longitud óptima”
- “Alto volumen de ejercicio excéntrico resultan en grandes cambios de la longitud óptima”
- “La combinación de alta intensidad/ contracción excéntricamente a lo largo de su longitud o alto volumen/ contracción excéntricamente a lo largo de su longitud producen grandes cambios en la longitud óptima”
- “La arquitectura no afecta el cambio de longitud óptima”

Los posibles mecanismos responsables de estas respuestas pueden ser:

- La “sarcomerogénesis” es el proceso por medio del cual se forman nuevos sarcómeros en serie dentro de una fibra muscular, el cual tiene un importante papel en la relación entre longitud del sarcómero y el ángulo articular (Butterfield et al., 2005; Lynn et al., 1998; Yu et al., 2003 citados en Roig y Ranson, 2007).

- Incremento de la tensión pasiva: pueden presentarse por dos fenómenos: uno de respuesta aguda, “de hasta 10 días después de una sola sesión de ejercicio excéntrico, debido a una disrupción del proceso de acoplamiento de excitación” y el otro, de respuesta crónica, “después de programas de entrenamiento excéntrico de 6 a 8 semanas, que puede causar un incremento en la contribución de los elementos pasivos” (Brughelli y Cronin, 2007)

Esta respuesta biomecánica puede tener una ventaja al permitir a la unidad músculo-tendón, que cuanto menor sea el ángulo articular (ángulo de torsión óptimo), es mayor la fuerza muscular generada y entre mayor el rango a través del cual la musculatura se desplaza, posiblemente más riesgo de lesión por tensión muscular. (Brockett et al, 2004; Gleeson et al., 2003; Snyder et al., 1998; Proske et al 2004 citados en Roig y Ranson, 2007).

Posiblemente la amplitud del movimiento, más el tipo de contracción y la velocidad del movimiento (Blazevich et al. 2007 citados por Guilhem, Cornu y Guével, 2010) son los factores de mayor impacto sobre el cambio de longitud de los fascículo musculares.

“El entrenamiento excéntrico es una eficiente alternativa que no solamente mejora la capacidad de producción de fuerza, sino también la calidad de la potencia muscular (resultado del momento de fuerza y la velocidad de contracción muscular) en la mayoría de actividades físicas y deportivas” (Guilhem, Cornu y Guével, 2010).

- **Cambios funcionales** en este campo, se encuentra la rigidez y la fuerza:

Rigidez muscular: El entrenamiento excéntrico produce cambios en la estructura normal del músculo. Esta estructura se convierte en menos distensible (más rígido) con un aumento de la fuerza necesaria para producir un cambio en su longitud.

Teorías que explican el aumento de la rigidez muscular observada después ejercicio excéntrico a largo plazo:

- La disminución aguda de la elasticidad, podría ser debido a una aumento de Ca^{2+} libre post ejercicio induciendo a interrupciones de los miofilamentos y también como resultado de la contractura en el músculo dañado, es decir, las fibras restantes permanecen acortadas a pesar de no disparar impulsos ya inducidos (Allen, 2001; Fridé y Lieber, 1992; Jones et al., 1997, Whitehead et al., 2001 citados en Roig y Ranson, 2007).
- Adaptación del cito-esqueleto como respuesta a las micro lesiones: las proteínas: actina, desmina, Titina, actinina y Nebulin parecen estar directamente implicados en el proceso de remodelación de la ruptura de miofilamentos durante las contracciones excéntricas. (Lindstedt et al., 2002; Alter, 2004 citados en Roig y Ranson, 2007). Durante este proceso, el complejo músculo-tendón adapta sus propiedades visco-elásticas para absorber y transmitir las fuerzas producidas

durante las contracciones excéntricas, especialmente las repentinas y fuertes (Yu et al., 2003 citados en Roig y Ranson, 2007).

Controversia

- Una estructura más rígida podría mejorar la capacidad de la unidad músculo-tendón para absorber energía elástica, lo que mejoraría la resistencia a las perturbaciones u oscilaciones que se producen durante la contracción muscular (LaStayo et al, 2003; Lindstedt et al., 2001).
- Otros afirman que el aumento de la rigidez del tendón puede aumentar el riesgo de lesión en el componente muscular relacionado con la adaptabilidad de la unidad músculo-tendinosa (Lieber et al., 2000 citados en Roig y Ranson, 2007). En apoyo de este punto de vista McHugh et al. (1999, citado en Guilhem, Cornu y Guével, 2010) reportó una correlación positiva entre la rigidez de los isquiotibiales y el daño muscular después de acciones musculares excéntricas.
- Sin embargo, si este cambio en la unidad músculo-tendón disminuye la rigidez o aumenta el riesgo de músculo lesiones sigue siendo motivo de controversia (Shrier, 2002 citada en Roig, 2007). Estos resultados aparentemente desafían el papel del desarrollo de la amplitud de movimiento y elasticidad muscular en los programas dirigidos a la prevención de lesiones musculares.
- También se encontró que es posible que un periodo largo de entrenamiento excéntrico, aumente el rango de movimiento articular, medido en condiciones pasivas (Nelson y Bandy, 2004 citados en Roig y Ranson, 2007; Mahieu, 2008). Aunque esta idea requiere más investigación, podría significar que el aumento de la rigidez muscular pasiva observada después del entrenamiento excéntrico crónico, no está limitada por sí mismo, ya que la adaptación del rango de movimiento articular, podría tener efectos profilácticos, siempre y cuando se realice en todo el rango de movimiento (Nosaka et al., 2005 citados en Roig y Ranson, 2007) en contraste con la realización en rangos cortos (McHugh y Pasiakos, 2004 citados en Roig y Ranson,

2007). Esta respuesta funcional al ejercicio excéntrico, pueden ser debidas al hecho de que la contracción excéntrica se realiza mientras los extremos musculares se separan, aumentando el ángulo articular.

Fuerza muscular: Está demostrado que el entrenamiento excéntrico es un medio eficaz para mejorar la fuerza máxima, comparado con el entrenamiento concéntrico (Remaud et al., 2007, citado en Guilhem, Cornu y Guével, 2010). Para una exigencia excéntrica máxima se requiere trabajar con cargas mayores del 100% de la resistencia máxima concéntrica, que producen un momento de fuerza negativo, característica de este tipo de contracción. Por tanto, las ganancias son mayores cuando se trabaja con cargas máximas de 100 a 120% de una resistencia máxima (RM) concéntrica (Enoka, 1996), que con cargas sub-máximas. (Hortobagyi y Devita, 2001 citados en Roig y Ranson, 2007).

La parte contráctil del sistema músculo-tendinoso es solicitada al máximo, debido a los altos niveles de momento de fuerza alcanzados durante las contracciones excéntricas. Las ganancias con respecto a la fuerza inicial son: 1 a 116% de la fuerza excéntrica, de 1 al 67% de la fuerza concéntrica y de 7 al 45% de la fuerza isométrica (Hortobagyi, et al.1996; Paddon-Jones, Abernethy, 2001 citados en Guilhem, Cornu y Guével, 2010). Adicionalmente, las ganancias de fuerza inducidas por el ejercicio excéntrico parece ser específicas a la velocidad del movimiento realizado (Roig et al., 2009).

Como se especificó anteriormente, más de una y media de la carga concéntrica máxima puede ser trabajada con contracciones musculares excéntricas Sin embargo, los diseños regulares de los equipos actuales de ejercicio con carga excéntrica son a menudo limitados por la cantidad de carga que puede ser levantada durante la fase concéntrica de un movimiento. Por lo tanto, colocar la sobrecarga durante la fase excéntrica se ha convertido en un problema y es difícil de lograr en todos los grupos de músculos.

En los estudios en los cuales se ha relativizado la carga excéntrica al valor máximo excéntrico y las cargas concéntricas al valor máximo concéntrico, se han obtenidos los siguientes resultados (Izquierdo, 2008, pp. 620- 21):

- “El entrenamiento excéntrico produce similares (Jones y Rutherford, 1987) o mayores incrementos de fuerza que los desarrollados por la fuerza máxima isométrica(Komi y Buskirk,1972)”.
- “El entrenamiento excéntrico produce similares (Ellenbecker et al., 1988; Johnson et al., 1976) o mayores (Komi y Buskirk,1972) incrementos que los generados por fuerza máxima concéntrica”.
- “El entrenamiento excéntrico produce similares (Mannheimer,1969) o mayores (Duncan et al., 1989; Komi y Buskirk,1972) incrementos de fuerza que la fuerza máxima excéntrica desarrollada”.

Comparación entre trabajo isocinético e isotónico excéntrico: Al comparar la ganancia de fuerza entre un entrenamiento excéntrico en máquina isocinética y en equipo isotónico, el aumento de fuerza se correlacionó con el número de sesiones de entrenamiento desarrolladas por el sujeto.

El entrenamiento isotónico excéntrico, incrementó la fuerza en 1.1% +- 1%, por cada período de sesiones, para una media de duración de entrenamiento de 7.5% +- 3.4% semanas, en contraste el entrenamiento isocinético excéntrico incrementó la fuerza de 0.6% +-3%, para una media de duración de entrenamiento de 10.6% +- 4.9% semanas (Guilhem, Cornu y Guével, 2010). Siendo la ganancia dos veces mayor en el modo isotónico.

Parece que la demanda (fuerza externa, actuando sobre una estructura) del ejercicio isotónico, desde este punto de vista, es más eficiente, que los ejercicios realizados a velocidad constante en condiciones excéntricas (Kovaleski et al., 1995; Remaud, 2007, citados en Guilhem, Cornu y Guével, 2010). De lo anterior se concluye que los incrementos en la fuerza se deben a la hipertrofia, como una adaptación periférica o a la activación neural del músculo, como una respuesta central. (Housh et al., 1998, citados en Guilhem, Cornu y Guével, 2010).

La ganancia de fuerza inducida a corto plazo por el entrenamiento excéntrico, estaría provocada principalmente por adaptaciones neuronales, mientras que la ganancia a largo plazo, sería manifestada por la hipertrofia, como respuesta progresiva al aumento de fuerza.(Moritani y De Vries.,1979 y García-López et al., 2005, citados en Izquierdo, 2008, p.621).

Adaptación del tendón al ejercicio excéntrico

El tendón, o mejor la unión músculo-tendón (como se refiere en la literatura en la mayoría de los estudios), a diferencia del músculo y como realmente se debería referir, por la funcionalidad de la estructura, tiene muy pocas investigaciones, sobre la respuesta específica de este, al entrenamiento excéntrico, en personas sanas (Duclay et al., 2009; Mahieu et al., 2008; Morrissey et al., 2010; Rees et al., 2008), al contrario de la vasta cantidad de estudios que hay en personas con tendinopatía (Kingma, De Knikker, Wittink, Takken, 2007; Magnussen, Dunn and Thomson, 2009); (Wasielewski y Kotsko 2007); (Woodley, Newsham-West and Baxter, 2007, citados en Grigg, Wearing, Smeathers, 2009).

Iniciaremos describiendo la literatura sobre el efecto del ejercicio excéntrico en personas con tendinopatía y posteriormente en personas sanas.

a. Respuesta del tendón al ejercicio excéntrico en tendinopatía

La literatura refiere un gran número de trabajos con resultados positivos del ejercicio excéntrico para el tratamiento de la tendinopatía, pero al tiempo no está satisfecha con la calidad metodológica de algunos de ellos, siendo consciente de la dificultad que se puede presentar en este tipo de intervenciones en fisioterapia (Kingma et al., 2007).

Sin embargo en general los resultados reportados son:

- Disminución del dolor y satisfacción ente 60% y 90% de los pacientes y alargamiento de la unión mio-tendinosa (Magnussen et al., 2009).
- Disminución de la neo-vascularización en la región, disminuyendo el aumento del flujo sanguíneo, lo que se traduciría en menor degeneración del tendón, facilitando el reforzamiento de la estructura (Öhberg, Lorentzon, Alfredson, 2004b).
- Aumento de la síntesis de colágeno tipo I, puede ser beneficioso, porque normalmente en la tendinopatía (Langberg et al. 2007, citado en Wasielewski y Kotsko, 2007), se presenta mayor producción de colágeno tipo III, en las personas sanas, lo que se podría interpretar como una forma de proteger el abuso del tendón al ser fortalecido. (Maffulli, 2000, citado en Wasielewski y Kotsko, 2007).

-Disminución del grosor del tendón: cuatro investigaciones, donde evaluaron la dimensión transversal del tendón, en pacientes con tendinopatías de la región medial, encontraron: dos estudios prospectivos (Öhberg et al., 2004b; Shalabi et al., 2004), presentaron disminución del grosor del tendón, uno evaluado por medio de ultrasonido y otro por resonancia magnética y los otros dos, un control aleatorizado (Rompe et al., 2007) y otro prospectivo (Gärdin et al., 2010) no encontraron cambios.

-El cambio en el grosor del tendón puede ser el resultado de la reducción del contenido de fluido en el tendón o una consecuencia de la curación, mejorada por depósito de colágeno, (Shalabi et al., 2004) o la normalización de las concentraciones de glicosaminoglicanos y también posiblemente permite la normalización de la disposición de fibra, inducidos como una respuesta al entrenamiento excéntrico (Öhberg et al., 2004b) (figura 7).

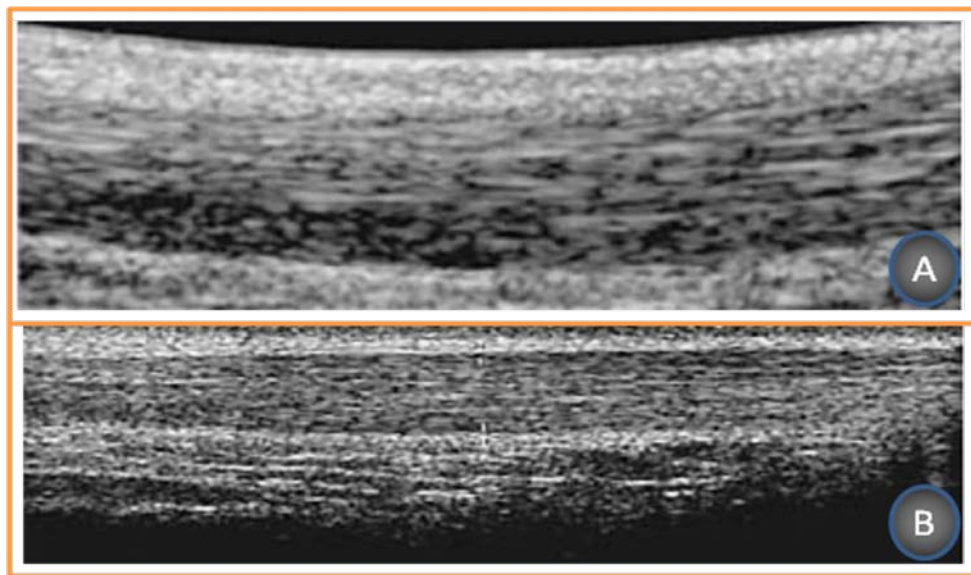


Figura 7.- Imagen ecográfica del grosor de una tendinopatía crónica de Aquiles: A. antes del tratamiento con ejercicio excéntrico del músculo del Tríceps Sural. Los hallazgos típicos que se observan son: engrosamiento localizado, áreas focales hipoecoicas, y un tendón con una estructura de fibra irregular. B: después del tratamiento con ejercicio excéntrico músculo del Tríceps Sural. Los hallazgos típicos son una disminución en el espesor del tendón, hay áreas hipoecoicas, y una estructura de la fibra del tendón normal. Adaptado de "Eccentric training in patients with chronic Achilles tendinosis: normalised tendon structure and decreased thickness at follow up", por L. Öhberg, R. Lorentzon, H. Alfredson, 2004b, *British Journal of Sports Medicine*, 38, 9-10.

En la mayoría de estudios de tratamientos de la tendinopatía con ejercicio excéntrico, eran más efectivo los tratamientos en las tendinopatías de la región medial del tendón de Aquiles (Alfredson, 2003; Fahlstrom et al., 2003, citado por Magnussen et al., 2009), probablemente debido a que es un sitio mejor vascularizado que en la región de la inserción del tendón.

b. Respuestas del tendón al ejercicio excéntrico en personas sanas

1. Respuestas agudas

Rees, Lichtwark, Wolman and Wilson (2008), han puesto de manifiesto que no hubo diferencias significativas en el pico de la fuerza del tendón, ni cambio de longitud del tendón cuando se comparan los ejercicios excéntricos y concéntricos. Sin embargo, las oscilaciones de alta frecuencia en la fuerza del tendón, se produjeron durante los ejercicios excéntricos y eran raras en los ejercicios concéntricos.

Grigg et al., (2009) concluyeron que la carga excéntrica provoca una mayor reducción del grosor del espesor del tendón de Aquiles, que la concéntrica, inmediatamente después del ejercicio excéntrico, pero parece ser que se recupera completamente en un tiempo similar a los cargados concéntricamente.

2. Adaptaciones crónicas (más de 6 semanas): se encontraron tres investigaciones con el tendón de Aquiles:

Mahieu et al., (2008), utilizando como protocolo el propuesto por Alfredson et al., (1998), con un protocolo diario de 6 semanas de duración, con una duración de descenso del talón 6 segundos (fase excéntrica), reporta un aumento significativo del arco de movilidad en dorsiflexión del tobillo, al igual que una disminución significativo del momento de fuerza de resistencia pasiva y no hubo cambio significativo en la rigidez del tendón de Aquiles.

Duclay et al., (2009), utilizó un protocolo diferente: de una duración de 18 sesiones (más de 7 semanas), con una carga de 120% de RM de una repetición concéntrica máxima (cambiaba semanalmente), 6 sets de 6 repeticiones, en una amplitud de movimiento de 50° a 60°, con una duración de la contracción excéntrica de 3 segundos. Encontraron: - Aumento del momento de fuerza de la máxima contracción

voluntaria isométrica en un 13%, aumento de la longitud del fascículo en reposo y de los ángulos de penetración, en el grupo experimental, más no en el de control.

Morrisey et al., (2010), utilizó como protocolo el propuesto por Alfredson et al., (1998), con un protocolo diario de 6 semanas de duración, cada ejercicio fue diseñado para completarse en 2 segundos; de descenso del talón grupo excéntrica y el grupo concéntrico elevación de tendón. Reportaron: una disminución significativa de la rigidez del tendón de Aquiles en el grupo excéntrico, más no en el concéntrico, no hubo cambio significativo en el cambio de altura del salto de los dos grupos. El cambio de la rigidez está estrechamente relacionado con la rigidez inicial del sujeto.

1.2.1.3. Biomecánica muscular

La fuerza, la velocidad y la longitud muscular son variables interrelacionadas que afectan las respuestas mecánicas del músculo. Estas relaciones son usualmente resumidas en las curvas que involucran la fuerza- longitud y la fuerza-velocidad.

La descripción básica de la relación fuerza -longitud de la contracción muscular isométrica es reconocida desde finales de 1800. (Podolsky y Shoenberg 1983, citado por Lieber, 2004). Pero solo a principios de los años 60 se precisó el fundamento estructural de esta relación, determinando que la generación de tensión en el músculo esquelético es una función directa de la magnitud de la superposición entre los filamentos de actina y miosina.

Inicialmente fue estudiada la relación fuerza- longitud del sarcómero aisladamente (evitando que el músculo completo enmascarara las propiedades precisas), con fibras individuales intactas de músculo esquelético de rana. (Huxley et al., 1966 y Edman 1966, citado por Lieber, 2004,p.52). La tensión tetánica relativa del músculo (como un porcentaje de la máxima) está representada como una función de la longitud del sarcómero.

Cuando los investigadores llegaban a una longitud de estiramiento del sarcómero de 3.65 μm , el músculo no desarrollaba contracción, debido a que en esta longitud del sarcómero no hay superposición(interdigitación) de los filamentos de actina y miosina.(Los filamentos de miosina tiene 1.65 μm de longitud y los de actina 2.0 μm)(

figura 8). Cuando al músculo se le permitía acortarse de 3.65 μm a 2.2 μm generaba fuerza debido a la superposición entre la actina y la miosina, la cual incrementaba de acuerdo a la disminución de la longitud del sarcómero (aumenta el número de puentes cruzados), esta región de la curva se conoce como rama descendente.

Si la longitud del sarcómero cambia de 2.0 μm a 2.2 μm , la fuerza muscular permanecía constante, porque en este rango de longitud, hay una densa superposición de filamentos, donde no hay posibilidad de conexiones adicionales de puentes cruzados, a esta región en la curva se le llama meseta. (Lieber, 2004)

Cuando la longitud del sarcómero es de 2.0 μm o menos (2.0 a 1.87 μm), se observa que los filamentos de actina de un lado se yuxtaponen a los filamentos de actina del lado opuesto de la misma produciendo una doble superposición, donde el filamento de actina de un lado del sarcómero interfiere con la formación del puente cruzado sobre el otro lado del sarcómero y esto provoca una disminución de la producción de fuerza muscular. Este rango es conocido como rama ascendente de la curva tensión-longitud (figura 8).

En conclusión, la relación fuerza-longitud establece que la fuerza muscular varía en función de la longitud del sarcómero, lo que puede ser ventajoso para el aparato locomotor cuando se genera un momento de fuerza.

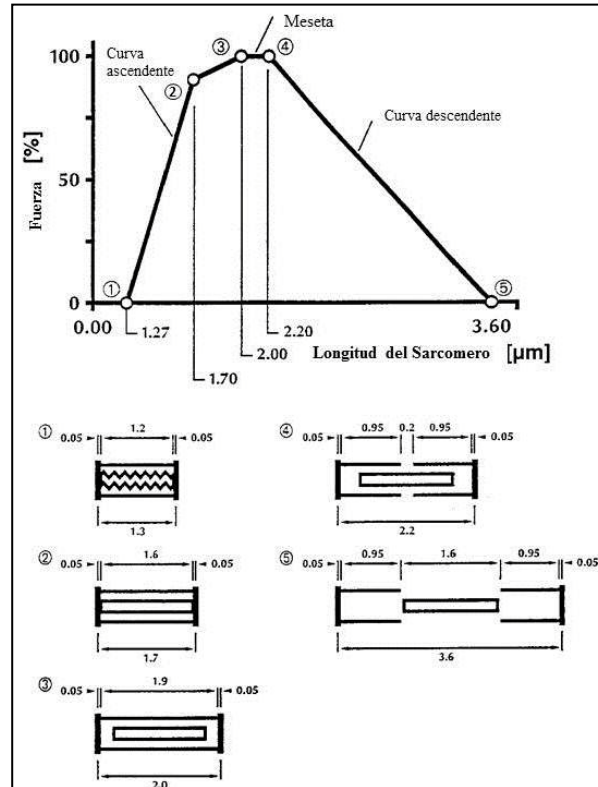


Figura 8.- Curva relación fuerza-longitud del sarcómero del músculo esquelético de sapo (Gordon et al., 1966) y esquemas de las longitudes de los sarcómeros correspondientes a los puntos 1 a 5 de la curva. Adaptado de “Length dependence of active force production in skeletal muscle”. por D.E. Rassier, B.R. MacIntosh, y W. Herzog, 1999. *Journal of Applied Physiology*. 86 (5), 1446 .

Los estudios realizados en humanos sobre la relación fuerza-longitud en vivo, se han limitado a los cambios en el momento articular durante la contracción voluntaria máxima, como la alteración del ángulo articular, donde se identificaron dos problemas:

Primero es imposible generar una contracción voluntaria máxima de un solo músculo agonista, fuera de la activación de remanentes agonistas. El momento articular es la suma de los momentos generados por la suma de agonistas, es probable que cada uno opere en un punto diferente de la curva fuerza-longitud. También, el momento generado por cualquier músculo, es el producto de su fuerza y la longitud del brazo del momento, de los cuales ambos cambian con la variación del ángulo articular. Así un

cambio en el momento con el ángulo articular, no puede ser atribuido únicamente a las características de la curva fuerza- longitud del músculo.

Segundo, el rango de movimiento del tobillo fue tenido en cuenta, por tener influencia limitada sobre la longitud del brazo del momento del soleo. Así, la curva del momento- ángulo de tobillo fue considerada que reflejaba las características de fuerza-longitud del músculo soleo. Los resultados de la máxima contracción voluntaria, los picos máximos de contracción a 10 HZ de estimulación tetánica fueron similares a la misma tensión de pico que fue observada a los 15° grados de dorsiflexión y cayó en forma lineal cerca de 0, cuando la plantiflexión era 30°. Se proyectó una curva de un músculo en reposo, cuya longitud era de 15° de dorsiflexión y cuyos puentes cruzados llegaban a superponerse totalmente a los 30° de plantiflexión (Sale et al., 1982, citado por Winter, 2005, p.p. 214, 215).

Las estructuras responsables de la tensión muscular pasiva están fuera de los puentes cruzados porque no requieren de activación muscular, pero si están dentro de las miofibrillas. Magid y Law (1985, citado por Lieber, 2004, p.55) descubrieron la titina como responsable de la tensión pasiva, sirviendo como “sensor” de las condiciones mecánicas musculares alteradas, como cambios crónicos de longitud y fuerza. Y demostraron que el tamaño de esta proteína era enorme, en el rango de megadalton, permitiéndole desempeñar un posible papel crítico a la hora de organizar la sarcómera en desarrollo (Podolsky et al., 1986, citado por Lieber, 2004, p.55).

La relación fuerza-longitud se describió en contracción estática y la relación fuerza-velocidad de la contracción muscular isotónica concéntrica y excéntrica describe la fuerza generada por un músculo como una función de la velocidad, bajo condiciones de carga constantes (condiciones “isotónicas”). Alternado el acortamiento y el alargamiento como ocurre normalmente en los diferentes movimientos que realiza el ser humano (Hill, 1970, citado por Lieber, 2004, p.40)

La contracción concéntrica se produce cuando un músculo tiene que levantar una carga menor que la tensión máxima que puede generar y comienza a acortarse. La tensión en un músculo disminuye tanto como se acorta cuando está bajo carga. Si la carga que el músculo necesita levantar disminuye, la velocidad de contracción aumenta. Como se muestra en la curva fuerza-velocidad de la figura 9 donde usualmente se

proyecta al 100% de máxima contracción. Sin embargo estas condiciones solamente se observan en atletas y en periodos explosivos de tiempo. Por ejemplo cuando un músculo genera una fuerza del 50% de la contracción máxima, la velocidad muscular es solamente el 17% de la velocidad máxima.

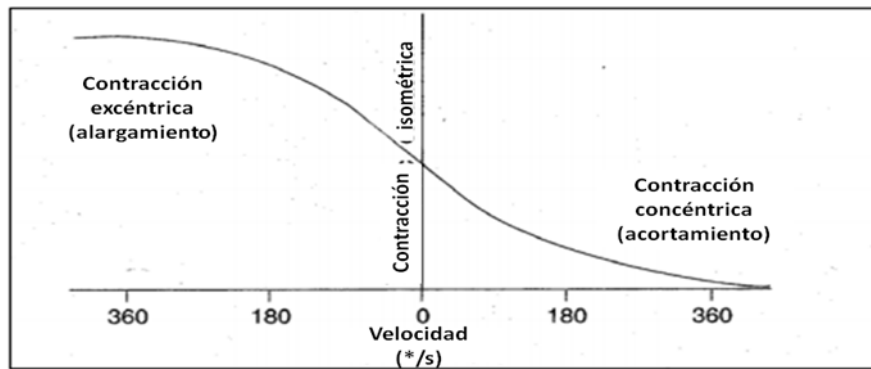


Figura 9.- Curva fuerza – velocidad de las contracciones concéntricas y excéntricas. Adaptado de “Biomechanics of sport and exercise” de Mc Ginnis, 2005, p. 268.

Dos mecanismos pueden explicar la disminución de la tensión con el incremento de la velocidad de acortamiento durante la contracción concéntrica: la ruptura del elemento contráctil en los puentes cruzados y la adaptación a una condición de acortamiento.

El fluido viscoso (tanto en el elemento contráctil como en el tejido conectivo) es la resultante de la fricción que se requiere para superar la fuerza interna, resultando en una disminución de la fuerza del tendón. Cualquiera que sea la causa de la pérdida de tensión, es evidente que el efecto es similar a la fricción viscosa de un sistema mecánico y por tanto se comporta como un tipo de amortiguador de fluidos.

En forma práctica se puede esquematizarse, en el transcurso de la contracción, el comportamiento del conjunto de sus componentes así:

- a) Durante la contracción muscular se produce el acortamiento del sarcómero, con disminución de la longitud total del sistema (en el caso de las contracciones concéntricas), sin que éste se vea modificado (como ocurre en las isométricas) o alargamiento del sarcómero, con aumento de la longitud del sistema (en el caso

de las contracciones excéntricas). La disminución de longitud del componente contráctil (CC), actúa distendiendo el componente elástico en serie (SEC), en grado variable, en función de la intensidad de la contracción y de la magnitud de la resistencia a vencer.

b) En el curso de la relajación muscular, una vez cesado el efecto contráctil, el músculo recupera su longitud inicial, siempre que no existan fuerzas externas que lo impidan, por ejemplo, las contracción de los antagonistas o el propio peso corporal. Interviene en ello la elasticidad del sistema muscular, representado por el moderado efecto de rebote elástico debido al estiramiento del tendón, junto a la influencia que pueda asimismo desempeñar la propia tendencia elástica atribuible al componente contráctil, y la dependiente de la compresión que se registre en el componente elástico en paralelo (CEP) cuya importancia y participación en el proceso es poco conocida.

c) Cuando el sistema muscular es estirado, se produce la elongación del conjunto de elementos que lo integran, tanto los situados en serie como los que se disponen en paralelo. Esta acción es especialmente significativa para el componente elástico en paralelo (CEP) por presentar una alta capacidad de almacenamiento, de energía potencial, dada la destacada presencia de fibras elásticas. El elástico en paralelo (CEP) no es el exclusivo responsable de la elasticidad muscular y, por tanto, de la capacidad de rebote elástico frente al estiramiento del sistema muscular, aunque juegue un importante papel y, en algunos movimientos, pueda ser el responsable principal. El músculo, en estas condiciones, tenderá a recuperar la longitud de reposo y, por tanto, "contraerse" (disminución de la longitud del sistema cuando las circunstancias lo permitan, esto es, cuando cese la acción elongante. Este efecto es muy variable respecto del tiempo, si transcurre un período temporal excesivo entre la producción del efecto de estiramiento y la posibilidad de que se manifieste el efecto elástico de rebote, la energía potencial almacenada en el curso de la elongación no llega a manifestarse cinéticamente y se pierde como calor.

d) En el transcurso de una contracción muscular excéntrica en la que coexisten el efecto de interacciones acto-miosínicas con los derivados de la acción de

estiramiento del componente elástico muscular, se adicionan ambos efectos y, por ello, en las contracciones de este tipo, la fuerza alcanzable máxima, deberá ser sensiblemente superior. Dado que, por este motivo, es posible alcanzar mayores niveles de generación de fuerza, la inmensa mayoría de movimientos fisiológicos en los que sea necesario alcanzar una fuerza de impulsión grande se ven precedidos por un efecto de estiramiento muscular previo de esta manera, alcanzar los máximos niveles de generación de tensión,

1.2.1.4. Estructura del tendón

El músculo se inserta al hueso por medio del tendón, el cual transfiere la fuerza contráctil a la palanca ósea y por el momento de fuerza que se produce, se produce el movimiento articular. Este complejo músculo – tendón, que interactúa dinámicamente, posee unas propiedades mecánicas de viscoelasticidad (Liebher et al., 2004) que influyen tanto en la transmisión de fuerza (Reeves, Maganaris and Narici 2003) como en el almacenamiento y retorno de energía producidos por la deformación elástica durante diferentes movimientos (Roberts et al., 1997; Griffiths, 1991; Fukunaga et al., 2001; Alexander, 1988, citados en Lichtwark y Wilson, 2005b), como en las respuesta a los reflejos espinales, y en el control de la posición articular y del movimiento preciso (Rack et al. 1983; Loram, Maganaris and Lakie, 2004).

La capacidad para elongarse del tendón es crítica para determinar la potencia de la producción muscular (Lichtwark y Wilson, 2005b). Aunque está reconocido que las propiedades del tendón contribuyen a la interacción entre el sistema nervioso central, la unidad músculo- tendón y las estructuras óseas para producir el movimiento articular, hay información limitada sobre el comportamiento del tendón humano, en vivo. Son pocos los estudios que han podido determinar directamente la tensión del tendón y el almacenamiento de energía en movimientos de la vida real, en humanos (Hof et al., 2002; Fukunaga et al., 2001 citado en Lichtwark y Wilson, 2005a).

El tendón está formado por el tejido conjuntivo que rodea las fibras y los fascículos musculares, convergen y salen del músculo para convertirse en tendones, de color blanco brillante. Los tendones, han sido considerados tradicionalmente como una

simple estructura que conecta los músculos a los huesos, cuya función era la de transmitir las fuerzas. Sin embargo, en las últimas dos décadas, gracias a investigaciones centradas en las propiedades de los tendones y su capacidad de adaptación a diferentes estímulos, como la carga, se ha demostrado que son tejidos relativamente distensibles (elásticos) y activos que influyen de manera positiva en la función global de la unidad músculo- tendinosa y en el rendimiento deportivo.

El tendón tiene una estructura jerárquica de unidades múltiples, compuesto por moléculas de colágeno, fibrilla, fibras, haces de fibras y fascículos que se disponen paralelas y perfectamente ordenadas en función de las líneas de aplicación de fuerza al eje longitudinal del tendón (Figura 10). La fibrilla es la estructura más pequeña del tendón, que consiste en gran medida en barras de moléculas de colágeno dispuestas de extremo a extremo en una región escalonada de la matriz. El diámetro de la fibrilla varía de 10 a 500 nanómetros dependiendo de la especie, edad, y la ubicación donde se encuentre.

Las fibras se componen de fibrillas de colágeno y están cubiertas por el endotendón, una capa delgada de tejido conectivo que contiene vasos sanguíneos, linfáticos y los nervios. Los haces de fibras forman los fascículos y los haces de los fascículos están delimitados por el epitendón, que es una fina vaina de tejido conectivo que contiene suplencia vascular, linfática, e inervación del tendón (Kastelic et al, 1978; Ochiai et al, 1979, citados por Wang, 2006). Los tendones están rodeados por un tercera capa de tejido conectivo llamado paratendón (vaina sinovial en algunos sitios). El epitendón y paratendón conforman el llamado peritendón, que reduce la fricción con el tejido adyacente (Schatzker y Branemark, 1969, citados en Wang, 2006).

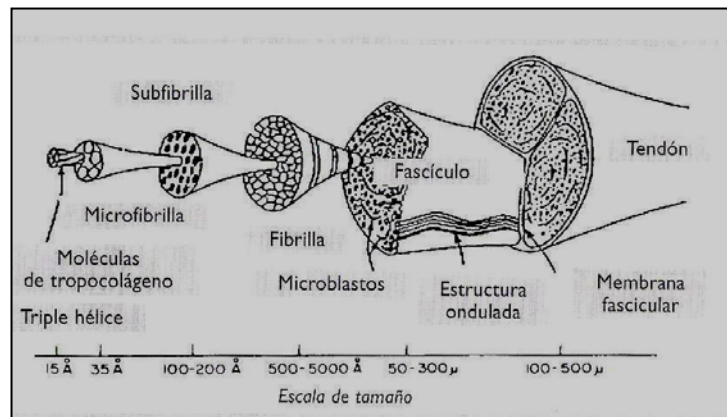


Figura 10.- Estructura jerárquica del tendón. Fuente: Tendón, Valoración y tratamiento en Fisioterapia A. Jurado e I. Medina (2008), Barcelona Paidotribo. p 28

1.2.1.5 Composición del tendón

El tendón está formado por:

- Sustancias fundamentales: gel salino que otorga propiedades viscoelásticas al tendón, dan la lubricación y el espacio necesario para el deslizamiento y entrecruzamiento de los tejidos. Es el medio para el aporte de nutrientes y gases.
- Fibras de colágeno: moléculas, base del tejido conectivo.
- Células: Estructuras encargadas de mantener la composición del tendón.
- Fibras de elastina: proteína, que representa entre el 2% y el 5% del peso seco del tendón.

La sustancia fundamental o matriz extracelular está compuesta por agua, proteoglicanos y glicaminoglicanos, los proteoglicanos varían en función del sitio del tendón y depende de las condiciones de carga mecánica (la tensión o compresión) (Berenson et al, 1996; Riley et al, 1994b, citados por Wang, 2006). Por ejemplo, en las regiones de compresión de la especie bovina en los tendones flexores de los dedos profundos, el contenido de los proteoglicanos es de 3.5% del peso seco del tendón. En cambio, en una tensión por soporte, de la especie bovina tendón flexor, la cantidad de proteoglicanos constituye alrededor del 0.2 -0.5% del peso seco del tendón.

Hay proteoglicanos, que incluyen agregan y decorin. El agregán retiene el agua en el fibrocartilago y es resistente a la compresión (Vogel y Heinegard, 1985, Vogel y Koob, 1987 y 1989, citados por Wang, 2006) y la decorina, es un proteoglicano pequeño rico en leucina, se encuentra en la superficie de la parte media de las fibrillas de colágeno (Graham et al. 2000, citado por Wang, 2006) y está pensado para facilitar el deslizamiento durante la deformación mecánica fibrilar (Pins et al., 1997, citado por Wang, 2006).

Los glicoaminoglicanos presentes en la matriz extracelular del tendón representan solo el 1% del peso seco del tendón, pero su importancia radica en su capacidad de retener el agua, la cual constituye el 70% del peso total del tendón. Son biomoléculas de azúcar que pueden combinarse con otros glicoaminoglicanos o con proteínas para formar glicoproteínas del tipo tenascina-C y la fibronectina. La tenascina-C contribuye a la estabilidad mecánica de la matriz extracelular a través de su interacción con fibrillas de colágeno (Elefteriou et al., 2001, citado por Wang, 2006). La fibronectina se encuentra en la superficie de colágeno, y su síntesis aumenta para facilitar la cicatrización de heridas.

Los tendones lo constituyen fibras de colágeno, son ricos en fibras de colágeno tipo I, que constituye alrededor del 60% al 80% de la masa seca del tendón y el 95% del total de colágeno (Evans y Barbenel, 1975; Riley et al, 1994^a, citados por Wang, 2006). El 5% restante se compone fibras de colágeno tipos III y V. En tendones normales, el colágeno tipo III se encuentran principalmente en los endotendones y epitendones (Duance et al., 1977, citado por Wang, 2006). Sin embargo, también se encuentra en los tendones envejecidos y en los sitios de inserción de tendones sometidos a grandes esfuerzos, como el supraespinoso (Fan et al., 1997, citado por Wang, 2006). Las fibras de colágeno tipo III son de forma más pequeña y menos organizadas (Lapierre et al., 1977, citado por Wang, 2006), y puede llevar a la disminución de la fuerza mecánica. El colágeno tipo V se intercala en el núcleo de las fibrillas de colágeno tipo I y regula el crecimiento fibrilar (Birk et al., 1990, citado por Wang, 2006).

En la inserción del tendón al hueso (fibrocartilago), reforzando la conexión se encuentran en pequeñas cantidades fibras de colágenos, tipos II, VI, IX, X y XI, (Fukuta et al, 1998; Waggett et al, 1998, citado por Wang, 2006).

La unidad básica estructural del colágeno es el tropocolágeno, que es una proteína larga y delgada producidos dentro de una celda (por ejemplo, fibroblastos) y se secretan en la matriz extracelular como procolágeno. Un estudio reciente mostró que el procolágeno se puede convertir en colágeno dentro de la célula, y que la formación de fibrillas pueden ocurrir en transportadores intracelulares cerrados (Cantero et al., 2004, citado por Wang, 2006). El colágeno en la matriz está en forma de red (Bailey y Luz, 1985; Eyre et al, 1984, citado por Wang, 2006). Este entrecruzamiento aumenta el módulo de Young del tendón y reduce la tensión a la rotura (Thompson y Czernuszka, 1995, citados por Wang, 2006).

Entre las células del tendón se encuentran las endoteliales, sinoviales, los condrocitos y los fibroblastos (tenoblastos y tenocitos) que son el tipo celular predominante. Los fibroblastos del tendón se alinean en filas entre los haces de las fibras de colágeno. Los fibroblastos son responsables de la formación de los componentes fibrosos del tejido conectivo, de la síntesis extracelular de las proteínas de la matriz (por ejemplo, colágeno, elastina, fibronectina y proteoglicanos), produciendo una matriz de colágeno organizado, y de la remodelación durante la cicatrización del tendón. (McNeilly et al., 1996, citado por Wang 2006). In vitro, se ha demostrado que el estiramiento mecánico de los fibroblastos del tendón, aumentan los niveles de expresión de los componentes de unión (N-cadherina y vinculina), y el componente de la fibra al estrés (tropomiosina) (Ralphs et al., 2002, citado por Wang, 2006).

Las fibras elásticas están compuestas por la elastina y las proteínas microfibrilares, un componente protagónico de los tendones a nivel funcional es la elastina (aproximadamente de 2% del peso seco del tendón) (Jozsa et al., 1989a; Williams et al, 1984, citados por Wang, 2006). Las fibras elásticas, tanto la elastina y las proteínas microfibrilares, pueden contribuir a la recuperación de la configuración ondulada de las fibras de colágeno después de ser estiradas (Butler et al., 1978). Puede alargarse hasta un 70% de su longitud sin romperse. En condiciones patológicas, como

las alteraciones hormonales el número y volumen de las fibras elásticas tendinosas esta aumentado, pero en proceso de curación se encuentra reducidos. (O'Brien, 1992, citado por Jurado y Medina, 2008).

1.2.1.6. Características del tendón

La composición anterior, le da al tendón unas características propias:

- Resistencia a la tensión, dada por su estructura de colágeno.
- Capacidad de estiramiento y extensibilidad: permitida por la estructura molecular de colágeno y elastina.
- Adaptabilidad dependiendo de la dirección en que la fuerza es aplicada: en los tendones en que las fuerzas son aplicadas en todas direcciones, los haces de las fibras de colágeno se disponen entrecruzados, por el contrario en los tendones en que las fuerzas son aplicadas unidireccionalmente, las fibras de colágeno muestran una disposición paralela, en el sentido de aplicación de la fuerza. Por ello los músculos fusiformes aplican mayores fuerzas sobre el tendón, que los músculos peniformes, porque la fuerza se aplica en el sentido del eje longitudinal del tendón, en los primeros.
- Algunos tendones presentan una rotación antes de su inserción, que le da un incremento de su fuerza de tracción, produciendo unas zonas de máxima concentración de estrés (tendón de Aquiles).

1.2.1.7. Funciones del tendón

De acuerdo a sus características fisiológicas y mecánicas, se puede definir: la función primaria, como conector del músculo al hueso, le permite transmitir la fuerza contráctil al esqueleto generando el movimiento de la articulación mediante el desarrollo del momento de fuerza resultante.

Los tendones no se comportan como cuerpos rígidos totalmente, gracias a su extensibilidad le permite a los músculos alargarse a velocidades excéntricas inferiores, produciendo una disminución de la tensión muscular, facilitando la absorción de los cambios de longitud, durante los movimientos de alto impacto, gracias a su extensibilidad dependiente del tiempo (comportamiento visco-elástico), le permite transmitir la fuerza produciendo una deformación y con el menor coste energético. Esto tiene implicaciones importantes para el músculo y la función articular, como también para la integridad del mismo tendón.

Durante la contracción los sarcómeros se acortan y los tendones se alargan para absorber la tensión pasiva, aumentando así el rango funcional de la unidad músculo – tendinosa (comportamiento elástico limitado). Debido a su característica de resorte, observada en los ciclos estiramiento-acortamiento del músculo, donde altas fuerzas estiran a los tendones, para luego acortarse (retroceder), aumentando así la longitud de la unidad músculo-tendinosa, permitiendo mantener una velocidad baja en la fibra muscular, proporcionando un potencial alto de tensión muscular, al acompañarse el acortamiento muscular de una liberación de energía de reserva elástica de los tendones.

1.2.1.8. Biomecánica del tendón

Las investigaciones realizadas inicialmente para conocer las propiedades mecánicas del tendón se realizaron *in vitro*, con materiales aislados. Utilizando principalmente dos métodos:

- 1) Método libre de vibraciones, cuyo objetivo era cuantificar la decadencia en la amplitud de la oscilación, de un espécimen que había sido cargado transitoriamente (RMcN, 1966; Ettema, Goh y Forwood, 1998, citados por Maganaris y Narici, 2005).
- 2) Metodología de tracción: cuyo objetivo era registrar la fuerza aplicada y la deformación del espécimen, al ser estirado por una fuerza externa (Viidik, 1973; Shadwick, 1992; Ker, 1992, citados por Maganaris y Narici, 2005).

Esta última metodología era la más cercana a la realidad, utiliza una máquina de ensayos de tracción, compuesta de un accionador oscilante y una celda de carga. La muestra del tendón se fijaba con dos pinzas, una fija sobre la celda de carga y la otra móvil sobre el accionador. Este realizaba el estiramiento, mientras que la celda de carga

registraba la tensión por medio de un extensómetro, tomando medición de una región restringida de toda la muestra. También desarrollaron métodos específicos para medir la rigidez del tendón y el músculo en forma aislada, entre los que se encuentran: el método alfa (α) de medida de rigidez. (Morgan 1977, citados por Babic y Lenarcic, 2004) y el método del punto nulo de medida de rigidez. (Rack y Westbury 1984, citados por Babic y Lenarcic, 2004).

En resumen, las propiedades mecánicas de los tendones tradicionalmente han sido estudiadas utilizando metodologías que involucran estiramiento de especímenes de tendones aislados hasta la ruptura (fallo). El alargamiento y la fuerza eran grabados a través de cada test. En cada test, se identifican cuatro regiones, en la curva producida fuerza-alargamiento (figura 11). Generalmente las pendientes se refieren a la rigidez (N/mm) y áreas de energía (J).

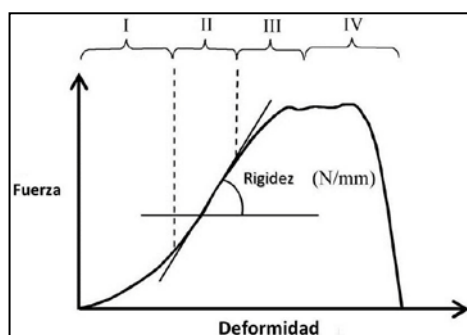


Figura 11.- Curva fuerza-alargamiento del tendón. Regiones identificadas del resultado del test de tracción hasta el fallo en un tendón Región I (punta), II (lineal), III (plasticidad), IV (fallo). La rigidez es la pendiente de la curva en la región lineal. Adaptado de “Biomechanics of the Achilles tendón”, de C. N. Maganaris, M. Narici y N. Maffulli (2008. *Disabilite Rehabilitation*,_30 (20-22), 1542-7.

La curva típica de la tensión-deformación del tendón (fig. 11) inicia con una porción cóncava llamada región I “punta”, donde la rigidez aumenta gradualmente, hasta el límite proporcional, tensando el tendón hasta el 2%. Esta primera región representa el alargamiento del tendón mediante la reducción del ángulo del bucle de las fibras de colágeno del tendón en reposo, pero no causan estiramiento de la fibra. Por tanto, la carga no excede el límite elástico del tendón y al descargarse, el tendón recuperará su longitud inicial. El ángulo y la longitud dependerán del tipo de tendón y el sitio de la localización dentro del tendón, donde las diferencias afectan las

propiedades mecánicas del tendón. Por ejemplo, las fibras con un pequeño ángulo ondulado decaen antes que aquellos con un mayor ángulo de ondulación (Wilmink et al., 1992, citado por Wang, 2006).

Si se continúa traccionando el tendón, se llega a la región II (lineal) de la curva (fig. 11), donde el tendón se estira menos del 4%, y las fibras de colágeno pierden su patrón ondulado. La pendiente de esta región lineal, se caracteriza por una rigidez constante en función del alargamiento del tendón. Al final de esta región, fin del límite elástico, si el tendón se estira más de 4%, se produce desgarros microscópicos de las fibras del tendón. Así, a) La rigidez del tendón comienza a caer y b) la descarga desde este punto no restaura la longitud inicial del tendón.

El alargamiento más allá de esta región lineal lleva al tendón a la región III (fig. 11), donde, más allá de 8-10% de deformación, ocurren daños macroscópicos. Y estirar aún más, causaría la ruptura del tendón, última región (IV) de la curva; cabe señalar que estos valores de estiramiento del tendón pueden ser subestimados. (Maganaris y Narici, 2005).

La curva estrés –tensión del tendón es de forma similar a la curva fuerza-deformación (alargamiento), pero esta refleja las propiedades intrínsecas de los materiales y la otra, las propiedades estructurales de la muestra (Butler et al., 1978,).

Existen unas variables que intervienen en la curva fuerza-alargamiento como la visco-elasticidad y la rigidez. En cuanto a la visco-elasticidad, al igual que otros tejidos blandos (ligamentos, piel), los tendones son visco-elásticos y sensibles a diferentes tasas de tensión. El comportamiento visco-elástico del tendón probablemente es resultado del colágeno, el agua, y las interacciones entre las proteínas de colágeno y otras proteínas (por ejemplo, proteoglicanos). La visco-elasticidad de un material se define por la relación tensión-relajación, por el deslizamiento, y por la histéresis (Butler et al. 1978,).

Debido a su visco- elasticidad, los tendones son más deformables a bajas tasas de tensión. Por lo tanto, los tendones absorben más energía, pero son menos eficaces en la transferencia de cargas. A altas tensiones, los tendones se vuelven menos deformables con un alto grado de rigidez y son más eficaces en el movimiento de cargas de gran tamaño (Jozsa y Kannus, 1997, citado por Wang, 2006).

Si un tendón se somete a una carga de tracción, el tendón no se comporta perfectamente elástico, incluso si la carga es menor que la requerida para su ruptura. Debido a que las fibras de colágeno y de la matriz interfibrilar poseen propiedades viscosas (Cohen et al., 1976; Hooley Et al., 1980, citados por Maganaris y Narici, 2005)

La relación fuerza-relajación, significa que la fuerza requerida para provocar un alargamiento dado disminuye con el tiempo. La disminución de la fuerza sigue un patrón predecible curvilíneo hasta alcanzar el estado estacionario (figura 12).

El estado estable se alcanza cuando por deslizamiento de las fibras, bajo condiciones de fuerza constante, aumenta la deformación con el tiempo, en forma curvilínea, en ambos, fuerza-relajación y deslizamiento, la disminución de la magnitud de la variable, reflejan el componente viscoso del tendón y los valores de estado estable reflejan el componente elástico (figura 12).

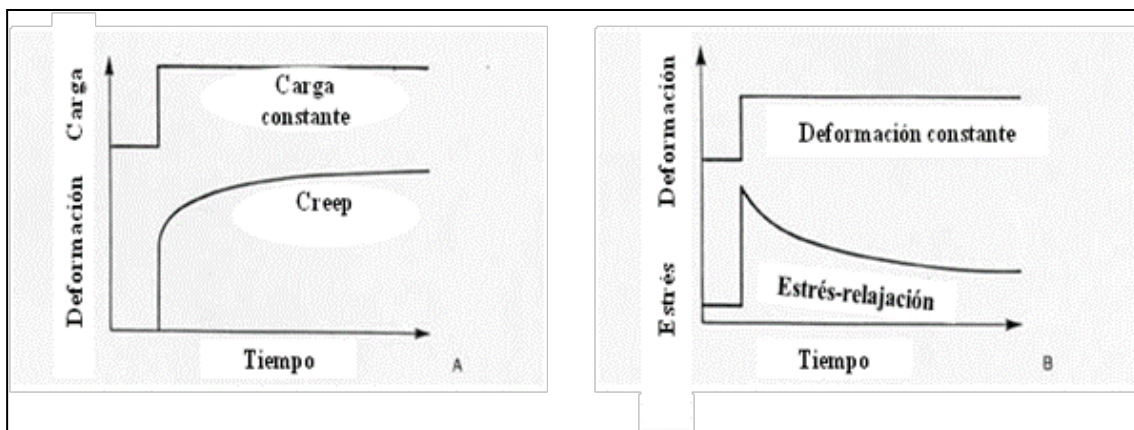


Figura 12.- Curvas del comportamiento biomecánico del tendón: A. El tendón sometido a carga constante aumenta su longitud. B. El tendón sometido a deformación constante, conforme pasa el tiempo requiere menos estrés para mantener la deformación, este el concepto de estrés – relajación. Fuente: Tendón, Valoración y tratamiento en Fisioterapia, A. Jurado e I. Medina (2008), Barcelona, Paidotribo, p. 45.

Otra característica de los cuerpos visco-elásticos como el tendón, es la disipación de energía, al alargarse un espécimen de tendón hasta alcanzar el pico de estiramiento y posteriormente, se le permite recuperar su tamaño inicial con desplazamiento constante, ambas curvas de estiramiento y relajación no coinciden, entre ambas se forma un área que representa la energía perdida durante el ciclo completo, lo que se denomina histéresis (Butler et al., 1978) (fig. 13).

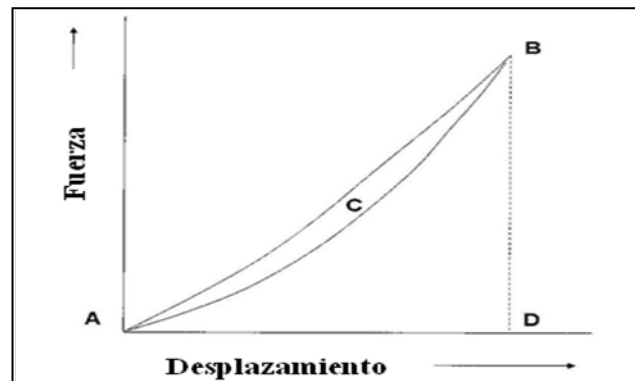


Figura 13.- Curva del mecanismo de histéresis en el tendón. Representación de la disipación de energía. Se muestra: (A) región basal, al ser aplicada una fuerza sufre una deformación, (B) Cuando la fuerza cesa la estructura recupera su característica inicial. (C) Área de energía disipada (calor)= histéresis. Fuente: Tendón, Valoración y tratamiento en Fisioterapia, por A. Jurado e I. Medina, 2008, Barcelona, España, Paidotribo, p. 47.

Respuesta estructural del tendón a la carga

La adaptación del tendón a la carga, puede estar relacionada con un aumento del contenido de colágeno (Parry et al., 1978, Miller et al., 2004, Christensen et al., 2005, citado por Heinemeier y Kjaer, 2011). El cambio del tamaño del colágeno de las fibrillas, se ha sugerido como un mecanismo de adaptación del tendón, al estímulo de la carga. Teóricamente, fibrillas con grandes diámetros pueden incrementar rigidez, por la mayor posibilidad de cruzamiento de fibrillas (reticulación) (Parry, 1988, Birch, 2007, citado por Heinemeier y Kjaer, 2011).

A pesar que los resultados de los estudios en animales son divergentes, debido a la complejidad del fenómeno, a la estructura individual de las fibrillas (Birch, 2007, citado por Heinemeier and Kjaer, 2011.), y a los cambios por la maduración normal de las mismas (Parry, 1988, citado por Heinemeier and Kjaer, 2011) se puede sugerir, que se produce un fenómeno de reorganización fibrilar como respuesta al estímulo de la carga, de diversa manera en los animales. (Patterson-Kane, 1997 y 1998, Michna, 1984, citado por Heinemeier and Kjaer, 2011).

En el hombre, hasta ahora han sido mencionados cambios en tendones patológicos (tendinopatía), posterior a entrenamientos de fuerza con cargas altas, de normalización de la distribución de otra manera de los diámetros de las fibras

patológicas. (Kongsgaard M., et al 2010, citado por Heinemeier and Kjaer, 2011). Lo que sugiere que la carga puede influenciar en la morfología de las fibrillas también en los seres humanos, por tanto es necesarios estudios en tendones sanos, para determinar las alteraciones en la morfología fibrilar y el grado de entrecruzamiento entre las moléculas de colágeno, procesos que pueden ser claves aclarar para comprender el comportamiento del tendón a la carga.

Respuesta del tamaño del tendón a la carga

En estudios transversales, se ha encontrado una adaptación del espesor del tendón a la carga física, en las personas que habitualmente trabajaban fuerza durante un periodo de tiempo largo. Por ejemplo, en corredores se encontró que era mayor, aproximadamente el 30% del área de la sección transversal del tendón de Aquiles, que los no corredores (Rosager, Aagaard, Dyhre-Poulsen, Neergaard, Kjaer y Magnusson, 2002). Igualmente se ha encontrado en atletas masculinos que realizan frecuentemente ejercicios con pesas (correr, saltar) con tendones relativamente gruesas en comparación con los atletas que no realizan ejercicio con peso (ej. kaya) (~20% más grande el área de sección transversal) (Kongsgaard, Aagaard, Kjaer, and Magnusson, 2005).

Hay controversia con relación al aumento o no del tamaño del área de sección transversal. Unos estudios no encontraron ningún cambio en CSA tendón después de 2-3 meses o más de mayor carga físicas. (Arampatzis, Peper, Bierbaum, Albracht, 2010) Sin embargo, otra investigación encontró un aumento de 7.4% en área de sección transversal del tendón rotuliano, después de 12 semanas de entrenamiento de fuerza de extensión de la rodilla (Kongsgaard, Reitelsheder, Pedersen, Holm, Asgaard, Kjaer, y Magnusson 2007) e intervenciones similares, observaron aumento en área de sección transversal de los tendones rotuliano y de Aquiles. (Arampatzis, Karamanidis, Albracht, 2007; Seynnes, Erskine, Maganaris, Longo, Simoneau, Grosset y Narici, 2009).

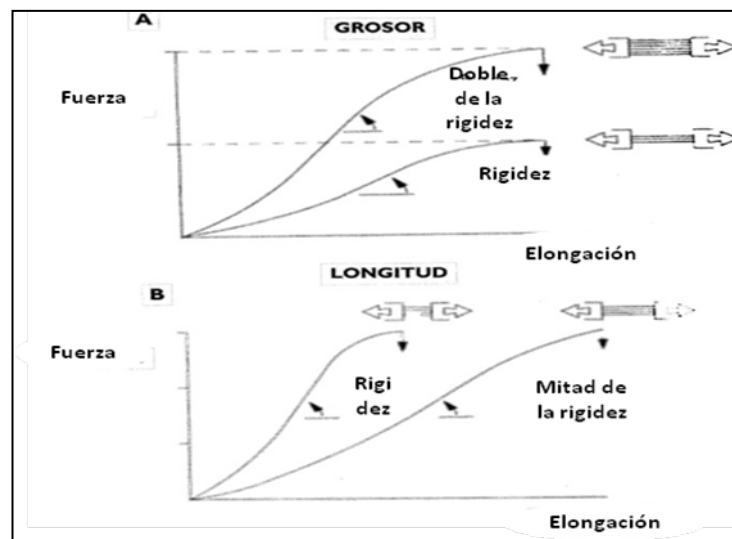


Figura 14.- Curvas de los cambios de los resultados de la relación de la fuerza- elongación del tendón debidos a las dimensiones del tendón (longitud y ancho) (A) Representación de dos tendones de sección diferente sometidos a la misma carga. A mayor número de fibras, mayor fuerza y mayor rigidez; la elongación para la rotura es la misma. (B) Efecto de la carga sobre dos tendones de longitudes diferentes. Para una mayor longitud, la rigidez disminuye, la fuerza es la misma y la elongación para la rotura es mayor.

Fuente: "Biomechanics of ligaments and tendons". D. L Butler, E. S Grodd, F. R Noyes, R. F Zernicke. (1978) *Exercise of Sport Science. Review* 6 125-181. .

El área de sección transversal es importante en la biomecánica del tendón, ya que un tendón con gran área de sección transversal, se alarga menos, que un tendón con área de sección transversal más pequeño y con la misma fuerza (con propiedades de los materiales del tendón iguales). De esta manera una carga que induce a incremento del área de sección transversal, puede cambiar la mecánica del tendón, por ejemplo en este caso, con aumento de fuerza muscular (figura 14). Además de la hipertrofia del tendón, una alteración de las propiedades de los materiales del tendón es otro camino para adaptarse a la carga, lo cual también influirá en las propiedades mecánicas del tendón. (Magnusson, Narici, Maganaris y Kjaer, 2008).

Respuesta mecánica del tendón a la carga

La mayoría de los estudios de entrenamientos de resistencia entre 6 a 14 semanas, han demostrado aumentos de rigidez, como resultado de aumento de carga (Arampatzis et al., 2010, Kubo, Kanehisa y Fukunaga 2002a; Kubo, Ikebukuro, Yata, Tsunoda, y Kanehisa, 2010) (Kongsgaard et al., 2007; Reeves et al., 2003) Sin embargo hay diferencias entre los resultados, por ejemplo Reeves et al., (2003) encontraron un aumento del 65% de la rigidez en las personas mayores, después de un entrenamiento de fuerza, mientras que Kongsgaard et al. (2007), sólo encontró un 15% de aumento, de un entrenamiento más intenso en hombres jóvenes.

La primera explicación factible es la diferencia de sujetos, no solamente por la edad, sino por la historia individual de rigidez, pero también puede deberse a la diferencia en las mediciones. A pesar de estas diferencias, la rigidez del tendón puede ser alterada en respuesta a la carga crónica. La rigidez puede ser la resultante de la hipertrofia del tendón, ya que ésta depende directamente del área de la sección transversal o de los cambios en las propiedades del material (módulo) o una combinación de estos.

Algunos autores encontraron aumento del módulo de elasticidad entre el 10% y el 65%, sin cambio en el área de sección transversal, lo que indica que el cambio de la rigidez se basa únicamente en alteraciones de las propiedades del material o que pequeños cambios de área de sección transversal, no han sido detectados. (Arampatzis et al., 2010, Kubo et al., 2001, Reeves et al., 2003). Otros investigadores encontraron incremento tanto en el módulo, como en el área de sección transversal (Seynnes et al., 2009, Kongsgaard et al., 2007). La contribución relativa de los cambios en las propiedades de los materiales frente a las diferencias del área de sección transversal, a la mayor rigidez es difícil determinar, especialmente cuando las metodologías difieren entre los estudios.

Couppé et al., (2008, citado en Heinemeier and Kjaer, 2011), encontró que los deportistas que utilizaban más una pierna, presentan los mayores cambios en la pierna de mayor uso (~ 35%). lo que parece deberse a un aumento en el área de sección transversal, ya que no se observaron diferencias en el módulo de los tendones. Posiblemente la adaptación mecánica del tendón esté relacionada con el tipo y grado de

carga aplicada. Arampatzis et al.,(2007, 2010) indicó que es necesario, cierto grado de tensión para inducir adaptación del tendón, estos investigadores encontraron un aumento de la rigidez del tendón de Aquiles en humanos, en niveles aproximados de tensión de 4,5%, pero no en niveles de tensión del ~ 3%, pese a las frecuencias y volúmenes de carga iguales Kongsgaard et al. (2007), encontraron que el entrenamiento con altas resistencias, llevaba a incremento en la rigidez del tendón patelar en hombres jóvenes, mientras que resistencias ligeras, con el mismo volumen, no tenían este efecto.

De lo anterior se puede definir que un cierto grado de tensión o estrés es necesario, para inducir cambios en el tendón.

En función de la revisión bibliográfica de los antecedentes de los estudios sobre el comportamiento mecánico del tendón se puede concluir:

- Que la carga mecánica puede producir cambios en la morfología y por ende cambios bioquímicos del tejido del tendón, que induce a comportamientos adaptados a la tensión de las propiedades mecánicas del tendón
- Que los tendones responden hipertrofiándose, tanto por manejo de cargas a largo plazo, como corto plazo, con la diferencia que es mayor el cambio a largo plazo.
- El aumento de la rigidez en el tendón se observa generalmente en respuesta a grandes volúmenes de carga, el cual puede depender de la metodología.
- No existe acuerdo, con respecto a la relativa contribución de los cambios del área de sección transversal versus cambios en el módulo del tendón, con el aumento de la rigidez.
- Las posibles alteraciones en la morfología de la fibrilla de colágeno y su reticulación, deben ser más estudiadas en el tendón humano sano.
- La síntesis de colágeno se incrementa constantemente como repuesta de adaptación del tendón a la carga mecánica y posiblemente sea debido a la acción de factores estimulantes de crecimiento de colágeno $TGF\beta-1$ y IGF-I

1.2.2 Tendón de Aquiles

1.2.2.1. Anatomía del Tendón de Aquiles

El tendón del tríceps sural en humanos tiene, un interés particular, debido a su importancia durante la locomoción, tanto a nivel de rendimiento físico, como de riesgo de lesión. Además de la posible complejidad potencial de la activación muscular y / o características del tejido que influyen en las propiedades mecánicas, como es la rigidez. La configuración anatómica del tríceps sural, representan un reto en sí mismo: tres compartimentos musculares separados que se fusionan a través de su aponeurosis en un tendón común (figura 15).

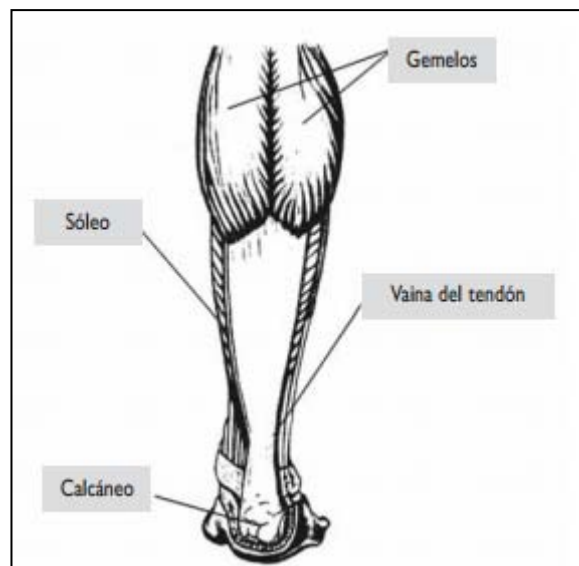


Figura 15.- Anatomía del tendón de Aquiles. Tomado de “Tendón, Valoración y tratamiento en Fisioterapia” de Jurado y Medina (2008), Barcelona, Paidotribo, p. 46.

El tendón de Aquiles está localizado en la parte posterior superficial de la pierna. Irrigado por las arterias tibial posterior y peroneal y sus ramas e inervado por el nervio Sural, que está formado por ramas del nervio Tibial y del Peroneo común. El Tendón de Aquiles está formado por la condensación de los tendones de las 2 cabezas de los gemelos (músculo fusiforme, con mayor número de sarcómeros en serie que el sóleo, de predominio de fibras de contracción rápidas) y el sóleo (músculo penado, de predominio de fibras de contracción lenta).

Por tanto, el Gastrocnemio está diseñado para desarrollar una mayor velocidad de acortamiento. El plantar es un músculo pequeño y delgado, que corre distal entre los Gemelos y el Soleo y se inserta medialmente en el Calcáneo, por delante del Tendón de Aquiles. Está ausente en el 8% de los individuos (Cummins, et al. 1946, citado por Maffulli, 1999).

La longitud media del tendón de Aquiles es de 15 cm. (rango entre 11 cm. y 26 cm.). La anchura promedio en su origen es de 6.8 cm. (rango entre 4.5 cm. y 8.6 cm.), se va adelgazando y en la sección media es en promedio de 1.8 cm. (1.2 cm. - 2.6 cm.). Se vuelve redondo hasta aproximadamente 4 cm. por encima del Calcáneo, aplanándose a medida que se acerca a la inserción del calcáneo. La anchura media en su inserción es de 3.4 cm. (2 cm. - 4.8 cm.) (Apaydın et al., 2009; Standring, 2009, citados por Doral, Alam, Bozkurt, Turhan, Ahmet, Atay, Dönmez y Maffulli, 2010).

La contribución relativa de las fibras del Soleo y Gastrocnemio al tendón de Aquiles varía en los sujetos. Aproximadamente de 100 especímenes estudiados 52 % era del Soleo y el 48% restante del Gastrocnemio. En el 35%, hubo una cifra igual, mientras que el Gastrocnemio contribuía con más del 60% (Cummins, 1946, citado en Doral et al., 2010).

Los tendones de los gemelos y el sóleo se fusionan de 5 cm a 6 cm proximal a la inserción del calcáneo. Las fibras comienzan en espiral de 12 cm a 15 cm proximal a su inserción en el calcáneo, con alto grado de variabilidad de la torsión (11 a 90 °) (Van Gils et al., 1996, y Standring, 2009, citado por Doral et al., 2010), cuando el sóleo comienza a contribuir al tendón, las fibras mediales giran posteriormente, mientras que las fibras posteriores giran en sentido lateral. El alcance de esta rotación está determinado por la posición de la fusión de los músculos, entre más distal la fusión más

rotación. Esto resulta en fibras menos inestables cuando el tendón está laxo y menos deformable, cuando se pone en tensión, lo que limita la distorsión y la fricción entre sus fibras, resultando en un incremento de la fuerza.

El tendón carece de vaina sinovial, está recubierto por un paratendón, membrana elástica que le permite deslizarse sobre las estructuras adyacentes, separándolo de la fascia profunda. Es rico en vasos sanguíneos y nervios, y junto con el epitendón, se adhieren al propio tendón, a veces referido como peritendón. Cuando el tendón se mueve, se puede estirar hasta 2 a 3 cm (Maffulli et al., 2007)

La región de contacto entre el tendón de Aquiles y el Calcáneo crea un punto de apoyo, proporcionando al tendón de Aquiles una ventaja mecánica al aumentar su brazo de palanca. Cerca a la inserción del calcáneo, el tendón de Aquiles, presenta dos bursas, una superficial (entre la piel y el tendón) y una profunda (entre el tendón y el Calcáneo). También se encuentra la grasa de Kager entre el músculo flexor largo del dedo gordo y el tendón de Aquiles. La almohadilla de la grasa de Kager es móvil y protruye sobre la bursa retro- calcánea en flexión plantar y se retrae en dorsiflexión. Se cree que reduce el desarrollo de la presión negativa en la bursa y el pliegue durante la carga (Theobald et al., 2006, citado por Doral et al., 2010).

1.2.2.2. Biomecánica del tendón de Aquiles

Teniendo en cuenta la biomecánica del tendón descrita al principio de este capítulo, a continuación se describirá el comportamiento mecánico específico del tendón de Aquiles como respuesta a la carga. Se iniciará contando acerca de la forma, como se han realizado los estudios, posteriormente se resumirá sobre las variables mecánicas y finalmente se narrará acerca de la respuesta del tendón de Aquiles a la carga y sus respectivas conclusiones.

Debido a las dificultades encontradas durante los experimentos *in vitro* como deslizamiento de algunas fibras de colágeno o una concentración de estrés que puede llevar a ruptura prematura debido a la sujeción del tejido en un test rígido (Ker, 1992, citado por Maganaris Narici and Maffulli, 2008) y uso frecuentemente de tendones preservados, que han alterado algunas de sus propiedades (Matthews y Ellis, 1968; Smith, 1996, citado por Maganaris, 2008), las técnicas *in vitro*, no se pueden utilizar en

vivo en el ser humano. Lo que ha llevado a varios investigadores a buscar otras alternativas como las nombradas a continuación:

- Método del lanzamiento rápido: utilizado por Cnockaert et al., (1978; Pousson et al., 1990, citados por Babic y Lenarcic, 2004), quienes estimaron la elasticidad del componente en serie en los flexores de codo y Fukashiro, Komi, Järvinen, Miyashita (1995a), determinaron la contribución del componente elástico en serie en la plantiflexión usando el ciclo estiramiento- acortamiento.
- Modelo de frecuencia de oscilaciones naturales: aplicado por Cavagna (1970, citado por Babic. y Lenarcic, 2004) para calcular las propiedades visco-elásticas por la frecuencia de respuesta a los estímulos oscilatorios.
- Sistema de aplicación de vibraciones: usado por Hunter and Kearney (1983, Aruin and Zatiorsky, 1984; Shorten, 1987; Lafortune et al., 1996, citados por Babic y Lenarcic, 2004) calcularon las propiedades visco-elásticas por la frecuencia de respuesta a los estímulos vibratorios.
- Método de ultrasonografía: desarrollado por Fukashiro, Itoh, Ichinose, Kawakami, y Fukunaga, (1995a) determinó las propiedades visco-elásticas del Tibial anterior en tiempo real. La ultrasonografía es un método in vivo (directo), no invasivo, y es utilizada para realizar diferentes estudios en circunstancias más reales. Evalúa las propiedades mecánicas del tendón humano, con imágenes ecográficas en tiempo real, donde se hace el seguimiento de un punto identificado y marcado previamente con un marcador, en este caso la unión mio- tendinosa durante una contracción isométrica, medida por un dinamómetro. Esta fuerza tracciona el tendón, causando una deformación longitudinal del misma, que se evidencia con el desplazamiento de la unión músculo- tendón, el cual es medido (marcador de referencia) en las imágenes grabadas.

En un estado de relajación, el tendón retrocede y el punto de referencia (marcador) se desplaza de nuevo a su posición de origen. De estos datos se proyecta la curva fuerza- alargamiento, obtenida de la carga y descarga, y puede ser transformada a una curva respectiva estrés-tensión por normalización de las dimensiones del tendón (medidas, igualmente tomadas de las imágenes del ultrasonido). El coeficiente de

variación de las mediciones repetidas por este método, dio un valor del 12%. (Maganaris y Paul, 1999).

Antes de continuar con los datos obtenidos en los diferentes estudios, sobre la respuesta del tendón de Aquiles a la carga, es pertinente mostrar el estado del arte acerca de la relación tendón y aponeurosis de gran controversia en esta particular estructura (Tríceps Sural).

Tendón y aponeurosis

En estudios recientes realizados en humanos, han intentado separar el comportamiento mecánico de la aponeurosis del tendón libre, mediante la visualización ecográfica durante la contracción casi máxima de la plantiflexión; el tendón libre de Aquiles (definida como la fibra distal al músculo sóleo) se sometió a una tensión de ~8,0%, mientras que la aponeurosis mostró una tensión del 1.4% (Magnusson, Beyer, Abrahamsen, Aagaard, Neergaard y Kjaer 2003).

También utilizando imágenes de contraste de resonancia magnética, se ha demostrado que la tensión del tendón de Aquiles durante las contracciones voluntarias (40% de MVC) fue de 4,7% mientras que la de la aponeurosis región media fue del 2,2% (Finni, 2003). En conjunto, estos estudios sugieren que el tendón libre de Aquiles es más distensible que la aponeurosis, datos que se encuentra en aparente contraste con estudios anteriores sobre el tendón y la aponeurosis del Gastrocnemio medial en vivo, en humanos (Arampatzis, Morey-Klapsing, Karamanidis, De Monte, Stafilidis, Brüggemann, 2005; Muramatsu, Takeshita, Kawakami, Hirano y Fukunaga, 2001), encontraron que durante la contracción isométrica, tanto el tendón como la aponeurosis se tensionan de forma similar, pero el alargamiento entre las dos estructuras era diferente.

Investigaciones acerca de las variables relacionadas con las propiedades mecánicas del tendón de Aquiles

Los resultados obtenidos sobre las mediciones de las propiedades del tendón de Aquiles, varían considerablemente. En jóvenes sedentarios adultos por ejemplo, la fuerza máxima se encontró desde 200 hasta 3800 N y los valores de alargamiento encontrados fueron de 2 a 24 mm, estrés entre 20 y 42 MPa (megapascuales) y tensión de 5 a 8%, rigidez del tendón con valores obtenidos entre 17-760 N/mm, módulo de Young de 0,3 a 1,4 GPa (gigapascal) y valores mecánicos de histéresis de 11% a 19% (Maganaris y Paul, 2002; Muramatsu et al., 2001; Bojsen- Moller, Hansen, Aagaard, Svantesson, Kjaer y Magnusson 2004)

Estas variaciones pueden deberse a las diferencias entre las metodologías de los estudios, por ejemplo: manera de calcular las fuerzas (incorporar o no la contribución de los músculos sinergistas y antagonistas), ubicación del punto de referencia, trazado para la imagen del ecógrafo del tendón, la unión miotendinosa, y el vientre muscular.)

El tendón de Aquiles puede llegar a generar un estrés de 110 MPa (Komi, 1992, citado por Maganaris, 2008), durante la carrera, superando el promedio máximo de estrés tensil del tendón, de 100 MPa (Butler et al., 1978, Bennett, 1986, Shadwick, 1990, citado por Maganaris, 2008), lo que muestra la posibilidad de ruptura del tendón de Aquiles en un solo paso.

Estudios que comparan sujetos jóvenes con mayores, han encontrado, que presentan el área de la sección transversal del tendón de Aquiles significativamente mayor en las mujeres de edad avanzada que en las jóvenes, pero presentaron un valor mayor del momento de fuerza del tobillo, las mujeres jóvenes que las señoras mayores. Generando mayor fuerza las mujeres jóvenes que las de edad avanzada en el tendón de Aquiles durante una contracción voluntaria máxima, a pesar de tener mayor área de sección transversal las señoras mayores. (Magnusson, et al., 2003) Otro estudio, sobre los efectos del género en el comportamiento del tendón de Aquiles, también evaluó los tendones de los varones, encontrándolos más rígidos y más resistentes que los tendones de las mujeres (Kubo, Kanehisa y Fukunaga, 2003b)

Respuestas del tendón de Aquiles a la carga: El efecto de la carga mecánica sobre las propiedades mecánicas del tendón de Aquiles humano in vivo han sido valoradas en diversos estudios.

Un estudio comparó la respuesta a dos tipos de entrenamiento: estático y cíclico, encontraron, que una tensión de magnitud alta (4.55% +- 1.38%) ejercida sobre el tendón de Aquiles, mostró una hipertrofia (incremento del área de sección transversal al 60% y 70% de la longitud del tendón), mayor módulo elástico del tendón de Aquiles después de la intervención, sin embargo, no puede explicarse únicamente por estos cambios morfológicos. Posiblemente también sea debido a la plasticidad en la matriz extracelular del tendón, tales como la densidad de proteínas de la matriz, la orientación de la célula, y el contenido y composición de los proteoglicanos. En cambio una carga mecánica de tensión con una magnitud baja (2.85% +- 0.99%) ejercidas sobre el tendón de Aquiles no fue un estímulo suficiente para provocar adaptaciones en el tendón de Aquiles, lo que es coherente con el estímulo proporcionado por la carga mecánica aplicada durante las actividades diarias. De lo anterior se puede concluir que se requiere una magnitud de intensidad determinada para producir cambios en las propiedades del tendón (Arampatzis, 2010).

En otro estudio, el principal hallazgo fue que el área de sección transversal del tendón de Aquiles fue marcadamente mayor en los corredores que los no corredores, en contraste, las características de carga-desplazamiento y tensión-deformación de la aponeurosis y tendón del tríceps sural en humanos, in vivo, durante máximos esfuerzos de flexión plantar voluntaria, no difieren entre los corredores bien entrenados, con los no corredores de la misma edad. Lo que sugiere que la exposición crónica a carga repetida puede llevar a producir una adaptación del tejido (Rosager, et al., 2002) En un estudio realizado por Sugisaki, Kawakami, Kanehisa, Fukunaga (2011), de manera aguda, demuestran que la fuerza del tendón de Aquiles, (para una longitud dada del tendón) y el valor de la rigidez del tendón (relación fuerza-longitud) durante el alargamiento de la unión músculo-tendinosa del Tríceps Sural y acortamiento del músculo, son mayores a niveles altos de contracción (depende del nivel de contracción), esto indica que la estructura del tendón humano no es un simple resorte elástico en serie. Similares resultados encontró Arampatzís et al., (2005); Arampatzís et al., 2010) quienes reportaron que posterior a un entrenamiento de 14 semanas, con una pierna que

trabajo con carga que generaba alta tensión y la otra baja tensión, encontraron que la que estuvo sometida a alta tensión del tendón presentaba mayor rigidez, máximo alargamiento y máxima tensión, pero no hubo cambio del área de sección transversal.

De acuerdo con la mayor parte de los resultados *in vitro* y la mayoría de los estudios *in vivo*, se puede demostrar que el tendón de Aquiles humano se vuelve más rígido con carga mecánica crónica y más distensible con la reducción de la carga mecánica. Los cambios en el área de sección transversal pueden explicar en parte estos efectos. También se encontraron cambios en el módulo de Young, lo que puede indicar cambios en el material del tendón, (cambios en el contenido de glicosaminoglicanos, reducción de la reticulación del contenido de colágeno y alineación de las fibras de colágeno).

Respuesta al desuso: es conocida la influencia de la micro - gravedad ambiental (vuelos espaciales) sobre el sistema músculo-esquelético en humanos, (Akima, et al., 2000; LeBlanc, 1992, citados por Kubo, Ushiyama, Tabata, Fukuoka, Kanehisa, y Fukunaga, 2004). La ausencia de soporte de peso y por ende la disminución de la fuerza, lleva con el tiempo a la atrofia músculo-esquelética, presentando cambios en las propiedades mecánicas del músculo y del tendón. Iguales consecuencias suceden con el reposo en cama (Anderson, 1999; Witzmann, 1982, citados por Kubo et al., 2004).

Kubo et al., (2004) en sus estudios informaron, disminución significativa de la rigidez de las estructuras de los tendones extensores de rodilla en humanos, y disminución la rigidez de las estructuras de los tendones plantiflexores, aunque no fue significativa, después de 20 días de reposo en cama, a pesar que algunos investigadores han demostrado mayor pérdida de masa muscular en plantiflexores que en extensores de rodilla (Akima, et al., 2000, LeBlanc, 1995, citados por Kubo et al., 2004)

Estos cambios observados, pueden deberse a la pérdida de la función principal de las estructuras de los tendones, de transferir la fuerza producida por el componente contráctil al hueso, conectados en serie, probablemente debido a cambios en la tasa del momento de fuerza desarrollado, al tiempo de la fuerza pico y a la reducción en la tasa de desarrollo de la tensión (Bamman, et al.1998, Duchateau, 1995, citados por Kubo et al., 2004).

La relación fuerza-elongación y el rango operativo de los sarcómeros, indican que el músculo Gastrocnemio tiene más sarcómeros en serie que los requeridos para generar máxima fuerza en longitudes óptimas, y se limita a la porción ascendente de la forma de campana de la curva fuerza – longitud obtenida a partir de experimentos sobre material aislado(subcapítulo biomecánica del tendón). (Maganaris, 2003). Lo anterior implica una menor superposición de filamentos y mayor longitud del sarcómero, como respuesta a una contracción isométrica.

Numerosos experimentos han demostrado que el número de sarcómeros en serie es altamente adaptable a los cambios de longitud muscular y para muchos músculos la longitud correspondiente a la máxima contracción muscular, parece ser la que determina el número de sarcómeros (Tabary et al., 1972, Williams y Goldspink, 1973, Herring et al., 1984, Williams, 1990, citados por Maganaris, 2003).

1.2.2.3. Implicaciones funcionales del comportamiento mecánico del tendón de Aquiles

La respuesta visco-elástica a la tracción del tendón tiene implicaciones en el componente en serie del músculo. Para comenzar un músculo unido a un tendón flexible, puede hacer más difícil controlar la posición articular (Rack, Ross, Thilmannt, y Walters, 1983), todavía no demostrado en el tendón de Aquiles. Adicionalmente el alargamiento del tendón durante la contracción isométrica está acompañado por el acortamiento del músculo, posiblemente un tendón más extensible permitirá mayor acortamiento muscular.

Este acortamiento se traduciría en un acortamiento en los sarcómeros, si el sarcómero opera en la rama ascendente de la relación fuerza-longitud, un tendón más extensible, daría lugar a menos fuerza contráctil. Y si el sarcómero opera en la rama descendente de la curva fuerza-longitud, un tendón más extensible daría lugar a más fuerza contráctil. Los sarcómeros del Triceps Sural operan en la rama ascendente de la curva fuerza- longitud, por lo tanto, los aumentos en la longitud del tendón de Aquiles, producirá una reducción de la fuerza muscular (Maganaris, 2001; Maganaris, 2003)

Con el alargamiento del tendón de Aquiles, debido al acondicionamiento (aumento transitorio de la longitud del tendón), los fascículos del músculo Gastrocnemio puede acortarse en un 12% en promedio y la reducción en la fuerza puede estar alrededor de un 10% (por la superposición de los miofilamentos) (Maganaris y Paul, 2002)

No se puede cerrar este capítulo sin hablar de la propiedad característica del tendón, la de ser como un resorte, al ser estirado produce una energía elástica, que almacena para liberarla cuando retrocede a su posición inicial, (ciclo acortamiento – estiramiento) con el consiguiente ahorro de energía metabólica que utiliza para desplazarse. Mecanismo pasivo que experimentan los mamíferos durante su locomoción. (Alexander, 1988, citado por Maganaris et al., 2008). La energía es también disipada en forma de calor, pero su efecto es pequeño. Sin embargo, en los tendones que se extienden y retroceden repetidamente bajo condiciones fisiológicas, por ejemplo el tendón de Aquiles, el calor perdido puede acumularse, predisponiendo a un lesión por efecto térmico y llevar a una ruptura. Datos informan que puede desarrollarse durante el ejercicio niveles de temperatura por encima del umbral de viabilidad de los fibroblastos 42.58° (Wilson, 1994, citado por Maganaris et al., 2008). La hipertermia es una de las posibles explicaciones de la fisiopatología inducida por el ejercicio, que produce traumatismos en el tendón.

1.2.2.4. Tendinopatía

La tendinopatía hace referencia a cualquier desorden que afecte el tendón de Aquiles y que afecte a su funcionalidad. En la tendinitis de Aquiles (tendinopatía aguda), el síntoma más común es el dolor junto con la inflamación, además se presentan a nivel microscópico e histológico, incremento de células y sustancia fundamental, hipervascularización, incremento de neurotransmisores y desorganización del colágeno inmaduro. Mientras que en la tendinopatía crónica o tendinosis, no siempre se presenta inflamación, ya que ella es una condición principalmente degenerativa (Maffulli, Sharma, Luscombe, 2004).

Werd (2007) expone una descripción de las manifestaciones patológicas e histológicas que se presentan en la tendinopatía y la tendinosis para mostrar con ello las principales diferencias. La tendinopatía, es una consecuencia de la inflamación en el paratendón, creando adherencias con el tendón de Aquiles lo que lleva posteriormente una degeneración del colágeno, fibrosis, infiltrados inflamatorios y a la proliferación del tejido conectivo fibrovascular, sin embargo, no se encuentran cambios intratendinosos. Mientras que la tendinosis, ya que es una patología crónica si se presentan cambios intratendinosos como desgarros parciales o micro-lesiones, rupturas incompletas, estrías longitudinales o calcificaciones, además de la degeneración del colágeno.

El tendón posee mecanismos para soportar la tensión durante la actividad, donde por medio de inflamación de su vaina, degeneración de su cuerpo o una combinación de ambas, logra mantener la integridad de su estructura, cuando la tensión supera ésta capacidad de auto- regeneración, se presentan los cambios degenerativos y micro-rupturas que posteriormente lleva a tendinopatía (Jurado, 2008).

Etiología

Rees, Wilson and Wolman, (2006) en su revisión explican las posibles teorías que causan la tendinopatía y posible ruptura. Una es la mecánica, la otra la vascular y últimamente han desarrollado la neural. En la teoría mecánica se argumenta que una carga repetitiva dentro del rango normal de estrés fisiológico de un tendón causa fatiga y, finalmente, conduce a la insuficiencia del tendón. Debido a que el daño crónico repetitivo (micro- traumas) se acumula con el tiempo y produce una degeneración en lugar de una inflamación. Este hecho concuerda con el aumento de la tendinopatía con la edad y en la población activa.

La teoría vascular, se basa en la evidente, que el tendón de Aquiles presenta una región hipo- vascular, en el área media del tendón entre 2 y 6 cm proximal a la inserción del calcáneo (Carr y Norris, 1989). Tornándose esta región susceptible tanto de cambios degenerativos y de neo- vascularización. Adicionalmente este compromiso vascular puede empeorar durante el ejercicio (Langberg, Bulow y Kjaer, 1998). Sin embargo °Astrom y Westlin (1994) (citado por Kader, Saxena, Movin y Maffulli, 2002), sugirieron que con excepción de la inserción, el flujo sanguíneo es uniforme en el tendón de Aquiles. También plantean que existe la posibilidad de que el ejercicio

induzca a hipertermia localizada en el tendón que puede ser perjudicial para la supervivencia de la célula en lugar de deberse a una insuficiencia vascular (Wilson, Goodship, 1994, citado por Kader et al., 2002)

La teoría neural, ha surgido de la unión de varios hallazgos, de los cuales dos están directamente relacionados con el tendón de Aquiles: uno es el encuentro del glutamato (un neurotransmisor que participa en los mecanismos del dolor), dentro de la ultra diálisis en la tendinitis de Aquiles (Alfredson et al., 1999, citados en Kader, 2002) y el otro la asociación entre la radiculopatía y trastornos de los tendones. Maffulli et al. (1998) (citados por Maffulli, 1999) encontraron una asociación entre la tendinitis de Aquiles que requerían cirugía y la ciática. Hasta el momento el pleno significado de estas observaciones aún no se ha determinado. Se necesitan más pruebas para desarrollar una teoría neuronal, para los trastornos degenerativos del tendón.

Generalmente no hay un modelo causal único, es la combinación entre ellos. Adicionalmente a estas teorías, también se estudian las causas analizando los diferentes factores que afectan la funcionalidad normal del tendón, entre ellos tenemos los intrínsecos y los extrínsecos. Los factores intrínsecos hacen referencia a todo aquello que se relaciona directamente con las características o condiciones inherentes a la persona (Maffulli et al., 2004), como por ejemplo el sexo, la edad, peso, talla, vascularización, biomecánica del tobillo, enfermedades sistémicas y unas más específicos como el desbalance muscular de Gastrocnemio y Sóleo, lo que lleva a una concentración de carga anormal dentro del tendón produciendo fricción entre la fibrillas (Arndt, et al. citado por Kader, 2002), y la rigidez del tendón debida principalmente a contracturas musculares, o a falta de flexibilidad. Los factores extrínsecos se refieren a condiciones externas como por ejemplo el uso de fármacos, o las relacionadas con la actividad física como son errores de entrenamiento (técnica, duración, intensidad), de carga (velocidad, repeticiones), equipo inadecuado (zapatos), y a las características de la superficie. Komi et al., (1993, citado por Rees, 2006), han demostrado que una mayor pronación puede resultar en aumento de la amplitud electromiografía (EMG) de los músculos extensores y disminución de la amplitud del EMG de los músculos flexores

La morfología del tendón de Aquiles se adapta a las demandas de tensión que recibe constantemente, sin embargo un mal alineamiento en cadera, rodillas, tobillo o

pie pueden provocar que el tendón deba someterse a fuerzas excesivas que sobrepasen su límite. (Werd, 2007). La ubicación del tendón (origen e inserción) y su vascularización, crean una dependencia de las diferentes estructuras a su funcionamiento; es así, por ejemplo que encontramos, un excesivo movimiento de la parte posterior del pie, con excesiva pronación compensatorio durante la fase de apoyo plantar, causando un fenómeno de “latigazo” por inestabilidad, predisponiendo a lesión (James y Bates, 1978, citado en Kader, 2002).

Existen varios autores que se han encargado de brindar diferentes clasificaciones a éste tipo de desorden, de acuerdo a su ubicación, al tiempo de aparición de los síntomas, entre otros. Clain y Baxter (1992, citado por Maffulli, 1999), proponen que la Tendinopatía puede ser insercional o no insercional. La no insercional (entre 2 y 6 cm proximal a la inserción) es la que comúnmente se conoce como tendinosis o paratendinosis. La Tendinopatía insercional (a menos de 2 cm de la unión del tendón con el calcáneo) por su parte, se refiere a un fenómeno que resulta en cambios entenosopáticos dentro del tendón de Aquiles. Esta se relaciona más con personas mayores con sobrepeso o con deportistas jóvenes poco activos, en donde el mecanismo de estrés repetitivo origina sobrecargas produciendo micro- roturas intratendinosas que pueden desencadenar en rupturas (Clain, 1992, citado en Magnussen, Dunn y Thomson, 2009).

Epidemiología

La tendinopatía se conoce mundialmente como una de las principales lesiones del deportista, es el síndrome más frecuente de sobrecarga de miembros inferiores, el tercero de las lesiones de pie y tobillo en el deportista profesional y representa del 5 al 18% de las lesiones del corredor (Werd, 2007).

Sin embargo, la prevalencia de la tendinopatía no sólo corresponde a deportistas, ya que la población sedentaria presenta la tendinopatía, siendo los varones entre los 30 a 50 años de edad quienes presentan mayor incidencia (Maffulli, 2007). En un estudio a largo plazo, realizado por Werd, (2007) en los Centros para el Control y Prevención de Enfermedades del instituto Cooper de Investigación Aeróbica, se encontró que la tasa de quienes sufrieron de lesiones del tendón de Aquiles es de 14,25% mayor en hombres que en mujeres.

Tratamiento

Existen numerosos tipos de tratamiento utilizados para la recuperación de la tendinopatía de Aquiles y la evidencia con respecto a estos tratamientos se resumen a continuación. Desafortunadamente, muy pocos tienen una base de pruebas sólidas. En particular, (con la excepción de los recientes trabajos sobre la carga excéntrica) los tratamientos farmacológicos, Fisioterapéuticos y quirúrgicos, no se han estudiado de una manera controlada y prospectiva (Almekinders y Temple, 1998, citados por Rees et al., 2006).

Con relación al tratamiento fisioterapéutico, los ejercicios excéntricos, han retomado un papel protagonista, al ser una carga activa con participación de alargamiento de la unidad músculo tendón. Inicialmente fueron propuestos por Stanish, Rubinovich y Curwin (1986, citado por Rees et al., 2006), posteriormente Niesen-Vertommen et al. (1992) (citado en Kingma, De Kinkker, Wittink y Takken, (2007) observando que en pacientes con tendinopatía de Aquiles, de más de 4 semanas de evolución, con un programa de ejercicios excéntricos mejoraba más rápidamente los síntomas que con un programa de ejercicios concéntricos.

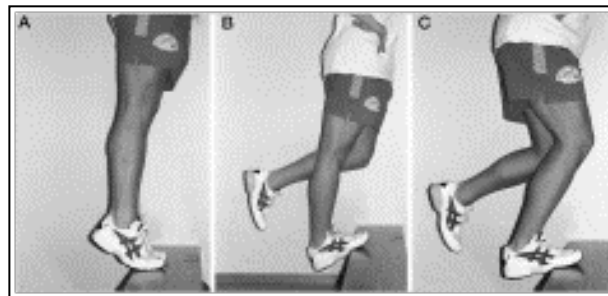


Figura 16.- Movimiento de plantiflexión, base del entrenamiento excéntrico realizado en el presente estudio. (A) Muestra la posición de partida (B) Movimiento de descenso del talón, en contracción excéntrica del músculo gastrocnemio derecho. La pierna contralateral realiza la recuperación a la posición inicial. (C) Ejercicio con la rodilla ligeramente flexionada.

En 1998 Alfredson et al., publican un estudio controlado prospectivo sobre 15 atletas aficionados, quienes presentaban tendinopatía, con una duración media de los síntomas de 18 meses, en los que había fracasado el tratamiento convencional con reposo, AINE, órtesis y fisioterapia tradicional y que habían sido remitidos para valoración quirúrgica. El grupo experimental, se les instruyó para que realice dos

sencillos ejercicios de tipo excéntrico de plantiflexión (rodilla extendida y rodilla ligeramente flexionada), sobre una pierna y el grupo control llevó a cabo un trabajo concéntrico.

El programa fue realizado dos veces diarias, durante 12 semanas. Se encontraron niveles altos de satisfacción (82%) de los pacientes entrenados con carga excéntrica. Resultados similares se han demostrado por otros grupos de investigación (Maffulli, Lorentzon, Alfredson 2001; Silbernagel, Thomee', Thomee', Karlsson, 2001).

Posteriormente, Öhberg, Lorentzon y Alfredson (2004b), desarrollaron un ensayo de seguimiento a largo plazo (media de 3,8 años), donde confirmó los buenos resultados iniciales y una reducción estadísticamente significativa del engrosamiento del tendón (promedio de 8,8 mm a 7,6 mm promedio).

Es importante resaltar que el manejo de la tendinopatía, en la fase temprana, ha demostrado tener mejores resultados, mientras que en la fase crónica los resultados de un manejo conservador son inciertos, incluso la cirugía puede no revertir el daño. (Maffulli et al, 2004).

1.2.3. Fundamentación del programa de ejercicio excéntrico

El ejercicio excéntrico está siendo utilizado actualmente como una alternativa en la rehabilitación de lesiones tendinosas y en la prevención de lesiones al adaptar mejor el sistema músculo esquelético a las demandas impuestas por el medio. En Fisioterapia ha sido utilizado principalmente para la rehabilitación de la tendinopatía de Aquiles, con muy buenos resultados en la mayoría de los estudios a nivel del mejoramiento de la sintomatología, al disminuir del dolor y por ende mejorar la funcionalidad (Maffulli et al., 2001; Porter et al., 2002; Ross et al., 2004, citados en Magnussen et al. 2009) y a nivel estructural, al disminuir el grosor del tendón (Grigg et al., 2009; Ohber et al., 2004, citados en Magnussen et al., 2009).

A nivel preventivo, en adultos mayores, se hace referencia al aumento de la fuerza muscular con menor gasto energético, posterior a programas de ejercicio excéntrico (Roig, MacIntyre, Eng, Narici, Maganaris, Reid, 2010). Con base en los

resultados anteriores, se está buscando la posible respuesta (adaptaciones) a los cambios que presenta el sistema músculo- esquelético, debidos al estímulo de la tensión que produce la contracción y la elongación (separación de origen e inserción), características del ejercicio excéntrico, para su aplicación en el campo deportivo, tanto a nivel la prevención de lesiones deportivas, como de mejoramiento del rendimiento físico.

Brughelli y Cronin (2007), concluyen en su revisión que los ejercicios excéntricos para los miembros inferiores que planea incrementar una longitud óptima, prevenir lesiones y mejorar el rendimiento atlético podrían incluir las siguientes recomendaciones: movimientos multi-articulares, movimiento a lo largo de la longitud muscular, ejercicios de cadena cerrada, altas/moderadas intensidades y altas/moderada velocidades.

También teniendo en cuenta la neuroanatomía y la biomecánica músculo-esquelética se planteó el programa de ejercicios excéntricos con base en las recomendaciones de Donnelly et al., (2009) del Colegio Americano de Medicina deportiva y con la fundamentación referida en el párrafo anterior, se debe tener en cuenta:

- a- Modalidad del ejercicio
- b- Intensidad(carga)
- c- Volumen(numero de series por repeticiones)
- d- Velocidad(duración en segundos)
- e- Tiempo de reposo

Modalidad del ejercicio:

Descripción del movimiento: Plantiflexion desde la posición de pies, con la planta del antepié en el borde de un escalón, con la pierna dominante se realiza la fase concéntrica y con la pierna no dominante la fase excéntrica, en todo el rango articular.

- Modo: ejercicio isotónico (Guilhem, Cornu C., Guével, 2010) .

- Tipo de cadena muscular: cadena cinética cerrada, mayor estabilidad. (mientras el tobillo trabaja dinámicamente las otras articulaciones estabilizan el cuerpo).
- Tipo de movimiento: multi- articular(movimiento más funcional).

Intensidad: diferentes estudios han demostrado que para mejorar la fuerza muscular con ejercicio excéntrico se requiere de intensidades mayores a las concéntricas, de 100% a 120 % de una 1 RM de ejercicio concéntrico (Brughelli and Cronin 2007; Grigg et al., 2009; Roig et al., 2010).

Algunos estudios refieren que probablemente las ganancias de fuerza con el ejercicio excéntrico sean mayores que con el ejercicio concéntrico, debido a que los protocolos se realizan con mayor intensidad de carga para la contracción excéntrica, que con la concéntrica (Roig et al., 2009)

Volumen: con relación a este ítem se encuentra una revisión que muestra que no hay evidencia de daño muscular, como resultado de entrenamiento excéntricos a volumen bajos. No obstante, con la excepción del dolor muscular y el momento de fuerza concéntrico, todas las variables se recuperaron más rápidamente en el grupo excéntrico. La exposición a un pequeño número de contracciones excéntricas no daña y puede mejorar significativamente la recuperación después de un trabajo excéntrica que haya producido daño. Además, esta adaptación parece ser el modo específico y no es aplicable a las contracciones concéntricas (Paddon-jones and Abernethy, 2001)

En programas en general, el entrenamiento recomendado para sedentarios y recreativos, que ha demostrado efectividad para incrementar la resistencia muscular, es con cargas moderadas a bajas, con alto número de repeticiones y múltiples sets (15-25 repeticiones) (American College of Sports Medicine. 2009).

Velocidad: Roig, et al., (2009), en el meta análisis reporta que la ganancia de fuerza en el excéntrico depende de la velocidad, igualmente American College of Sports Medicine (2009), reporta que la velocidad de realización del ejercicio debe ser rápida para obtener mejor adaptación músculo-tendinosa. También, el principal hallazgo del estudio de Farthing, Chilibeck (2003) es que la alta velocidad (180 s^{-1}) de entrenamiento excéntrico es lo más eficaz para el aumento de la

hipertrofia muscular en los flexores del codo. La cual puede estar relacionada con una mayor cantidad de remodelación de proteínas (banda Z).

Tiempo de reposo: las investigaciones sobre el intervalo de tiempo de descanso entre repeticiones de ejercicio, en relación con las adaptaciones musculares crónicas no son claras. Generalmente el intervalo de reposo entre sets, depende de los objetivos del entrenamiento, fuerza, potencia, hipertrofia muscular o resistencia (Willardson, 2006, citado en De Salles, Simão, Miranda, Da Silva, Lemos and Willardson, 2009) El entrenamiento con intervalos breves de descanso (de 20 segundos hasta 1 minuto) resultando en velocidades rápidas durante ejercicios sub-máximos, conllevan a ganancia de resistencia muscular. Los intervalos de reposo entre sets es una variable importante, en los entrenamientos de resistencia, influenciando en la eficiencia, la seguridad y la efectividad para la ganancia de fuerza (relación volumen-intensidad).

Cuando el objetivo del entrenamiento es la hipertrofia muscular (con intensidades progresivas de bajas a moderadas), desde un punto de vista fisiológico y psicológico es recomendable descansar entre los sets de repeticiones, con intervalos cortos de 30-60 segundos, debido a los aumentos agudos de la hormona de crecimiento que pueden contribuir al efecto hipertrófica (De Salles et al., 2009).

Pautas para un programa de ejercicio excéntrico ideal, de acuerdo a los resultados de las investigaciones encontrados

- El volumen y la intensidad de los programas de entrenamiento excéntrico deben progresar gradual con el fin de minimizar el efecto del daño muscular inducida por el ejercicio y proporcionar el estímulo necesario para producir adaptaciones en curso del entrenamiento (Cheung, Hume, y Maxwell, 2003; Friedmann et al, 2004, citados en Roig et al., 2007).

- Con relación a la producción mayor de fuerza durante las acciones excéntricas, el uso de equipo diseñado específicamente para el entrenamiento excéntrico, permite las sobrecargas excéntrica recomendadas de 100 a 120% de una resistencia máxima (RM) concéntrica (Enoka, 1996), o acciones excéntricas con sobrecarga de 20% a 80% más allá de la máxima fuerza isométrica (Fleck y Kraemer,

2004 citados en Roig et al., 2007) sin fuerzas de alto impacto (Albert, 1995, citado en LaStayo, et al., 2003).

-Al planificar el calendario de entrenamiento anual se debe evitar el ejercicio excéntrico de la alta intensidad durante las fases de competencia importantes, como los efectos secundarios de dolor muscular transitorio y el déficit de fuerza que podrían perjudicar el rendimiento. Además, el curso temporal de las adaptaciones de entrenamiento excéntrico también debe ser considerado (Albert, 1995; Nosaka et al, 2001, citados en LaStayo et al., 2003).

- Como se han observado trastornos neuromusculares durante el período inicial de entrenamiento excéntrico, se debe evitar ejercicios de coordinación y acciones técnicas exigente durante el entrenamiento (Byrne et al., 2004).

- El aumento progresivo de la longitud del músculo entrenado, también puede ayudar a reducir el daño muscular inicial, mientras que mejorando gradualmente la fuerza muscular (Roig et al., 2007).

-Los dolores musculares de aparición tardía (DOMS), junto con los marcadores indirectos de daño muscular tales como la creatina quinasa (CK) o los niveles de mioglobina tienen una respuesta variable entre individuos y por lo tanto no debe utilizarse como estándar de oro cuando las sesiones de capacitación se han previsto (Nosaka, Newton y Sacco, 2002b; Salmons, 1997, citados en Roig et al., 2007).

- Se deben evitar durante la primera etapa de la rehabilitación, las acciones excéntricas (Walmsley, de Pearson y Stymiest, 1986, citados en Roig et al., 2007). Los protocolos excéntricos deben comenzar tan pronto como sea posible, normalmente durante la fase sub- aguda del traumatismo (Albert, 1995 citados en LaStayo, et al., 2003). Sin embargo, para determinar el volumen y la intensidad de los ejercicios excéntricos, se deben tener en cuenta aspectos como el grado de lesión, el control de la inflamación, y las adaptaciones desarrolladas en el tejido conectivo, como la formación de cicatrices (Järvinen, Järvinen, Kääriäinen, Kalimo, y Järvinen, 2005, citados en Roig et al., 2007).

1.2.4. Factores mecánicos

Las fuerzas externas, producen diferentes tipos de carga, que actúan sobre un objeto imponiendo una carga mecánica sobre el objeto. El tipo de carga lo define, la magnitud, la dirección, la localización y la misma forma del objeto.

1.2.4.1. Momento de fuerza

Generalidades

La carga provoca una rotación (momento de fuerza), que aumenta con la distancia entre el eje de rotación y el sitio donde se aplica la fuerza. Por tanto un momento de fuerza se define como el efecto de una fuerza que tiende a causar rotación alrededor de un eje.

Con respecto a la función articular, los momentos creados por la acción de los músculos esqueléticos son los elementos esenciales en el control del movimiento articular.

Cálculo de un momento de fuerza

En condiciones estáticas el momento de fuerza o se calcula así:

Los músculos ejercen la fuerza, la línea de acción de una fuerza muscular es la línea que une los puntos de inserción, está situada distante del centro articular, por tanto:

Se genera la fuerza muscular (F) actuando perpendicularmente a la distancia (brazo del momento = d) desde el eje articular (E), produciendo un momento $M = F \times d$

Donde

M = momento de fuerza o momento de fuerza

d = distancia entre la inserción del músculo y el centro articular (brazo de palanca)

F = Fuerza generada por la contracción muscular.

Centro articular: punto en la articulación donde convergen el eje articular, con el centro de movimiento de la articulación

El momento de fuerza es una magnitud vectorial, si α es el ángulo entre d y F , su valor numérico, por definición del producto vectorial, es:

$$\tau = d (F \operatorname{sen}\alpha)$$

su dirección es siempre perpendicular al plano de los vectores d y F , cuyo diagrama vectorial se muestra en la figura 17.

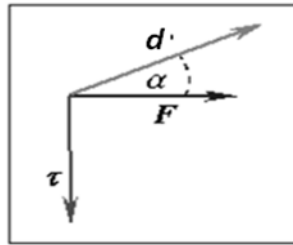


Figura 17. -Diagrama vectorial de un momento de fuerza. F = fuerza, d = brazo de palanca, τ = momento de fuerza y α , ángulo entre los vectores de fuerza y brazo de palanca.

Por convención se considera el momento de fuerza positivo (negativo) si la rotación que produciría la fuerza es en sentido antihorario (horario). La unidad de medida del momento de fuerza en el SI es el Nm (igual que para trabajo, pero no se llama joule).

En la realidad el cálculo es más complejo, porque depende de cada uno de los componentes del cálculo del momento de fuerza. La magnitud de la fuerza muscular depende de otras variables como longitud del músculo, velocidad, nivel de activación neural y fatiga. Instantáneamente cambios en uno o todos los otros factores influencia la cantidad de fuerza producida.

Como la articulación se mueve a través de un rango, la línea de acción músculo- esquelética cambia continuamente, afectando el brazo del momento. Porque las articulaciones del cuerpo humano, no son perfectamente en bisagra, la localización del eje de rotación relativo a la estructura ósea en un instante de tiempo, cambia (centro

articular instantáneo). Estos cambios de las diferentes variables, resultan en una continua variación del momento de fuerza.

El momento de fuerza medido de un dinamómetro es utilizado en la investigación para estimar la relación momento-ángulo (Bobbert y Van Ingen Schenau, 1990; Herzog et al., 1991; Jensen et al., 1991; Bobbert y Harlaar, 1993, citados en Arampatzis et al., 2005), para describir la arquitectura muscular (Narici et al. 1996; Fukunaga et al., 1997; Muramatsu et al., 2002 citados en Arampatzis et al., 2005) y para determinar las propiedades mecánicas de los tendones y la aponeurosis (Maganaris y Paul, 2002; Magnusson et al., 2001; Muramatsu et al., 2001; Kubo et al., 2001; Kubo, Kanehisa, Fukunaga 2002a; Kubo, Kanehisa, Fukunaga 2002b).

Generalmente se desarrollan máximas contracciones isométricas voluntarias o estimuladas eléctricamente (limita la contribución de los músculos sinergistas y antagonistas al momento de la medición) para estimar in vivo las propiedades mecánicas de los tendones y la aponeurosis (Maganaris y Paul, 1999; Maganaris, 2001).

Normalmente el momento de fuerza medido en el dinamómetro determina el momento de un solo eje en un espacio de tres dimensiones. Se asume que los valores del momento de fuerza de los otros dos ejes son despreciables para la mayoría aplicaciones (Bobbert y Van Ingen Schenau, 1990; Herzog et al., 1991, citados Arampatzis et al., 2005; Kubo et al., 2001; Maganaris y Paul, 2002). En el cálculo en dos dimensiones, la medición de los momentos en un dinamómetro y la resultante de los momentos articulares puede ser influenciada por (a) la fuerza de la gravedad, (b) la fuerzas de inercia y (c) la no rigidez del cuerpo del sistema del dinamómetro (Herzog, 1988, citado por Arampatzis et al., 2005).

La medida del momento en el dinamómetro es generalmente equivalente al momento articular resultante. Las fuerzas de gravedad y de inercia pueden causar diferencias significativas entre estos dos momentos (Winter et al., 1981; Herzog, 1988, citados por Arampatzis et al., 2005), razón por la cual, la mayoría de este tipo de estudios utilizan las contracciones isométricas para explicar la influencia de las fuerzas gravitatorias sobre los resultados medidos (Maganaris y Paul, 2002; Maganaris, 2001). Sin embargo, después de realizar las correcciones de las fuerzas gravitacionales en

contracciones isométricas, la medida y la resultante de los momentos en el mismo plano, son sólo equivalentes si el eje de rotación del dinamómetro es idéntico al eje de la articulación estudiado. (MVC).

En las últimas décadas se está utilizando la ultrasonografía para estudiar las propiedades mecánicas del complejo músculo-tendón, que realiza el seguimiento sincrónico del origen del tendón, (Maganaris y Paul, 2000; Magnusson et al, 2001; Arampatzis et al, 2005a) o aponeurosis distal (Kubo et al, 2001; Bojsen-Møller et al, 2003; Arampatzis et al, 2005a) durante una contracción isométrica voluntaria máxima (MVC) medida por un dinamómetro.

Los cambios en desplazamiento de la unión mio-tendinosa o en la aponeurosis durante la contracción isométrica voluntaria máxima (MVC) en relación a la posición inicial (Maganaris y Paul, 2002) o en relación con un marcador de la piel (Kubo et al., 2001) coinciden con el alargamiento de las estructuras distal hasta el punto analizado, debido a la fuerza ejercida tendón. Este supuesto sólo será verdadero si toda la longitud de la unidad músculo-tendón se mantiene constante durante el MVC. Sin embargo, en condiciones in vivo, se sabe que es muy difícil de evitar, cualquier movimiento de la articulación, a pesar de las correas o fijaciones externas durante las contracciones máxima de plantiflexión.

Los grandes momento de fuerzas generados por el tobillo, probablemente debidos al movimiento relativo del pie en el dinamómetro, a la adaptación mecánica del dinamómetro, a la deformación de la silla y a la deformación de los tejidos blandos del pie (Magnusson et al., 2001; Muramatsu et al., 2001; Rosager et al., 2002; Arampatzis et al., 2005a; Arampatzis et al., 2005b), afectando la medición de la longitud de la unidad músculo- tendón del Tríceps sural y conduciendo a una sobreestimación significativa del alargamiento real del tendón y aponeurosis debido a la fuerza ejercida por el tendón (Magnusson et al., 2001; Muramatsu et al., 2001).

1.2.4.2. Centro de rotación

Generalidades

Como el punto sobre el que dos segmentos se mueven, uno con relación al otro. A medida que la articulación se desplaza en su rango de movimiento, la línea de acción músculo-tendinosa (la dirección de tracción) cambia continuamente, afectando el momento por el cambio de longitud del brazo de palanca, lo que hace que la determinación del centro de rotación sea difícil de medir en vivo (Cappozzo, Della Croce, Leardini and Chiari, 2005) (Cruz et al 2005, citado en Ehrig, Taylor, Duda and Heller, 2006)

Métodos para determinar el centro de rotación

Una representación realista del movimiento de los segmentos corporales sólo se puede hacer si las ubicaciones de los centros de estos conjuntos de estructuras se calculan con repetibilidad y precisión.

- Método empírico: aplica las relaciones empíricas entre los puntos de referencia óseos (palpables externamente y los mismos centros articulares, basados en trayectorias en 2D y 3D de los marcadores articulares (Bell et al, 1990; Kadaba et al, 1990; Davis et al, 1991; Frigo y Rabuffetti, 1998; Vaughan et al, 1999, citados en Ehrig, et al., 2006). Posteriormente se ha demostrado que este enfoque daba lugar a errores que son inaceptables en la mayoría de las aplicaciones (Cappozzo, 1991; Neptune y Hull, 1995, citados en Camomilla, Cereatti, Vannozzi y Cappozzo, 2006) .
- Imágenes médicas en 3D (roentgenphotogrammetry o tomografía), generalmente no está disponible en los laboratorios de análisis del movimiento y puede ser considerado como invasivo.
- Predictivo: calculan el centro de rotación (CoR) de las relaciones empíricas entre puntos anatómicos específicos. Utilizando ecuaciones de regresión que

proporcionan una estimación de las coordenadas (ej. centro de rotación de la cadera) como una función de medidas antropométricas (marco anatómico de la pelvis). Debido a que no hay análisis que hayan separado sobre muestras homogéneas las características de los sujetos (edad, sexo, etc) (Fieser et al., 2000; Jenkins et al., 2000, citados en Camomilla et al., 2006), se requiere ecuaciones de regresión en poblaciones específicas.

- Métodos funcionales: El método funcional calcula el centro de rotación (CoR), del movimiento relativo de los segmentos adyacentes del cuerpo y son reportados más precisos en comparación con los métodos de predicción (Halvorsen et al., 1999; Piazza et al., 2001; Gamage y Lasenby 2002; Halvorsen 2003; Marín et al., 2003, Zhang et al., 2003; Schwartz y Rozumalski 2005, citados en Ehrig et al., 2006)

Camomilla et al., (2006), en su investigación del centro de rotación de la articulación de la cadera, refieren que este método puede ser utilizado para la determinación directa de las coordenadas del centro de rotación específicas del sujeto o para crear una base de datos de las ecuaciones de regresión, que se puedan derivar para permitir la predicción de esas coordenadas.

Para determinar el centro de rotación, en el laboratorio de estereofotogrametría, se le pide al sujeto que realice los movimientos que caracterizan la articulación (ejemplo en cadera: flexo-extensión y rotación) y las trayectorias globales de los marcadores localizadas en los dos segmentos involucrados (ejemplo en cadera: fémur y pelvis) y se reconstruyen. Las posición instantánea de los marcadores del segmento distal (ej. fémur) están representados en el segmento proximal (ejemplo punto anatómico de la pelvis) y se crea un algoritmo que calcule las coordenadas del centro de rotación en el marco de este último.

Camomilla (2006) narra, que, de acuerdo con una investigación llevada a cabo por Bell et al. (1990) utilizando seis sujetos, este método permite errores en el intervalo de 16-65 mm, mientras que Leardini et al. (1999), con once sujetos, encontraron errores en el intervalo de 8-16 mm. Con determinación de guías de buenas prácticas y su aplicación, se podría alcanzar estos errores y hasta mejorarlos. (Leardini et al, 1999;

Piazza et al., 2001, Piazza et al., 2004). Por lo tanto, este método puede utilizarse eficazmente para sujetos específicos, excepto cuando los sujetos presenten movilidad reducida de la articulación en estudio. Además, este método puede permitir la recogida de gran cantidad de datos de los modelos predictivos, más confiables que los actualmente disponible (Lenhoff et al., 1998)

1.2.4.3. Brazo de palanca

Generalidades

Determinar la fuerza muscular en vivo es difícil, porque son medidas directas altamente invasivas (Fukashiro, 1993; Finni, 1998, citados en Fath, Blazeovich, Waugh, Miller and Korff, 2010). Por tanto se estimada indirectamente usando técnicas de modelos biomecánicos. Un método usado para estimar la fuerza muscular es calcular la relación de la fuerza del momento alrededor de una articulación (momento de fuerza) y el brazo de palanca del músculo o tendón interesado.

Métodos para medir el brazo de palanca

Las técnicas más utilizadas para obtener el brazo de palanca del músculo son: las imágenes por resonancia magnética (Maganaris, 1998; Rugg, 1990 citados en Fath et al., 2010) y las imágenes por ultrasonido (Ito, 2000; Lee, 2008, citados en Fath et al., 2010; Maganaris, Narici, Almekinders and Maffulli, 2004)

Y los métodos actuales para estimar el brazo de palanca (MA) del músculo incluyen el método sobre la excursión del tendón y el método del centro de rotación, el último de los cuales se basa en el método de Reuleaux (1875), (citado en Fath, 2010). Estos métodos se han adaptado in vitro en estudios del brazo de palanca de la extremidad inferior (Rugg et al., 1990; Spoor et al., 1990; Ito et al., 2000; Lee y Piazza, 2008, citados por Manal, Cowder, and Buchanan 2010; Maganaris, Baltzopoulos y Sargeant, 2000; Maganaris, et al., 2004)

- Método de excursión del tendón: se basa en el principio del trabajo virtual (An et al., 1984, citada en Fath et al., 2010), es usado para calcular el brazo de palanca como el ratio del desplazamiento lineal del tendón y el cambio angular de la correspondiente articulación (Ito et al., 2000; Spoor et al. 1990, citado en Fath et al., 2010; Maganaris et al., 2000) No requiere conocimiento del centro articular.
- Método del centro de rotación: técnica que usa las imágenes de resonancia magnética, en el plano sagital en dos dimensiones para estimar el centro de rotación de la articulación (Reuleaux 1875; Rugg et al., 1990, citado en Fath et al., 2010). La distancia perpendicular entre el centro de la articulación y la línea de acción del músculo o tendón de interés, es medida directamente (Maganaris, 1998; Rugg et al., 1990 citado en Fath et al., 2010; Maganaris, et al., 2000)

Requiere múltiples medidas geométricas basadas en imágenes para determinar el brazo del momento en un ángulo articular específico: sujeto en posición de pies sobre una hoja de papel, marcar el punto más distal del maléolo lateral y medial, biseccionar estos puntos, trazando una recta entre el segundo metatarsiano y el tendón de Aquiles. El brazo de palanca se definió como la distancia desde el punto del tendón de Aquiles a la línea entre los maléolos.

Aunque en teoría el cambio angular debe ser pequeño para aproximar el brazo de palanca instantáneo, en la práctica, sin embargo, grandes desplazamientos se utilizan generalmente para superar la influencia del error de medición en el resultado del brazo de palanca. Por ejemplo, Maganaris y sus colegas utilizan un cambio de 15 grados angulares en la posición articular cuando aproxima el brazo del momento del tendón del Aquiles usando el método de excursión del tendón, y un cambio de 30 grados cuando se utiliza el método de centro de rotación (Maganaris et al., 2000). De este modo, el brazo de palanca es más representativo como un valor medio en lugar de un valor específico con un ángulo de articulación en particular. Una limitación obvia de utilizar un cambio angular grande es que no es posible determinar el brazo de palanca en los límites del rango de una articulación del movimiento.

Fath et al., (2010) refiere en su artículo, las siguientes ventajas y limitaciones de los 2 métodos más usados para medir el brazo del momento:

Ventajas del método del centro de rotación

La alta visibilidad de las estructuras anatómicas subyacentes a la articulación, en particular, la línea de fuerza puede identificarse fácilmente.

Limitaciones del método del centro de rotación

- Los múltiples pasos manuales del proceso de imágenes de la RM, requeridas para determinar el centro de rotación, pueden introducir errores en el cálculo de CoR y por tanto en la estimación del brazo del momento (Maganaris et al., 2000).
- Limitada accesibilidad y relativo alto costo en el uso de la RM.

Ventajas del método de excursión del tendón

No requiere conocimiento del centro de rotación articular o la línea de acción del músculo o fuerza del tendón. La ultrasonografía, es de fácil acceso y mayor tiempo y costo-eficiencia que la RM, puede usarse en este método.

Limitación del método de excursión del tendón

La suposición que ninguna fuerza interna, incluyendo fricción, actúe en la articulación de interés durante una rotación pasiva (principio del trabajo virtual) (An et al., 1984; Storace, 1979, citados en Fath et al., 2010). Se asume que las fuerzas pasivas y activas dentro de la articulación sean insignificantes y que todos los músculos que actúan a lo largo de la articulación de interés son inactivos.

Lee and Piazza (2009, citados en Fath et al., 2010) usaron el método de excursión del tendón, para determinar in vivo, valores de brazos de palanca del tendón de Achiles, y son más pequeños que los reportados por Maganaris et al. (1998, citado en Fath et al., 2010) quienes utilizaron el método de centro de rotación

- Método híbrido (Manal et al., 2010): utiliza el ultrasonido para determinar la distancia desde la superficie de la piel a la línea media del tendón. Se colocan marcadores reflectivos sobre el transductor de manera que su posición se conoce en relación a la referencia inercial fija. Los marcadores reflectivos se colocan también en los maléolos media y lateral. El centro de la articulación del tobillo se define como el punto medio entre los maléolos marcados, y también es conocida la misma referencia como la posición y orientación del transductor. El algoritmo resuelve entonces la distancia perpendicular desde la línea media del tendón en el centro de la articulación del tobillo (es decir, el brazo del momento).
- Método del laboratorio de bio-ingeniería del aparato Locomotor Departamento del Movimiento Humano y Ciencias del deporte. Universidad de Roma "Foro Itálico"

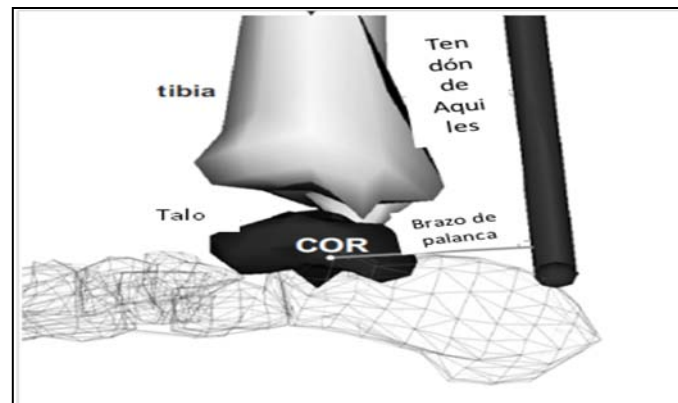


Figura 18. -Esquema del centro de rotación (COR) escogido para el presente estudio, es funcional y está situado de manera más distal del punto medio entre los maléolos. Adaptado de “Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans”. F Fath, A.J Blazevich, C.M Waugh, S. C Miller T. Korff, 2010. *Journal Applied of Physiology*, 109, 1646.

Partiendo de los siguientes parámetros se determino el brazo de palanca que va desde el punto de presión (Cabeza del II metatarsiano) y el centro de rotación del tobillo:

- Calibración de la celda de carga, para luego hacer una proyección al sistema de referencia global.
- Determinación del centro articular: punto medio entre los dos maléolos (figura 18).
- Cálculo del centro de presión (de datos de calibración del dinamómetro).
- Se calcula el producto escalar entre los dos vectores (figura 19).

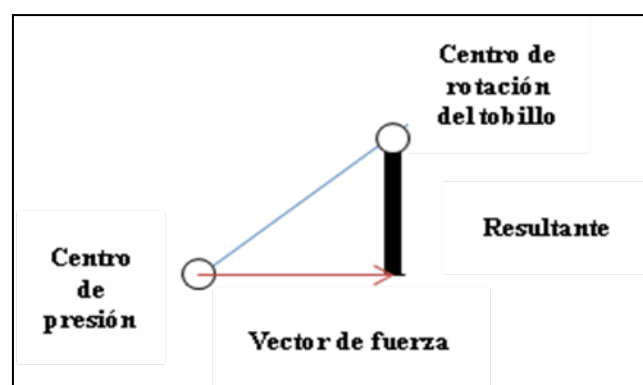


Figura 19.- Diseño para el cálculo del producto escalar entre los dos vectores. El brazo de palanca entre el centro de rotación del tobillo y el centro de presión ejercida por el pie sobre el dinamómetro (línea azul). Vector de la fuerza generada (flecha roja). Línea negra, la resultante.

1.2.4.4. Biomecánica de los materiales

La biomecánica de los materiales estudia la respuesta de los tejidos a las diferentes fuerzas que pueden experimentar. Con relación al tendón, como se ha descrito en el subcapítulo de la biomecánica del tendón, se han realizado numerosos estudios, que investigaron en animales inicialmente y posteriormente “en vivo” en humanos sobre los cambios biomecánicos del tendón, en respuesta a la carga.

Los parámetros típicos que describen las propiedades mecánicas del tendón son:

- Tensión del tendón: describe la relación cambio de longitud sobre la longitud original

$$\varepsilon = \Delta L / L_0$$

- Estrés del tendón: describe la relación de la fuerza sobre el área de la sección transversal

$$\sigma = F / CSA$$

- Módulo elástico del tendón (módulo de Young's): es el resultado de la relación entre el cambio de estrés sobre el cambio de tensión

$$E = \Delta \sigma / \Delta \varepsilon$$

- Rigidez del tendón: describe el cambio de longitud del tendón (deformación) en relación con la fuerza aplicada.

$$R = \Delta F / \Delta L$$

1.2.4.4.1. Rigidez

Generalidades

La rigidez, variable central del estudio, describe la relación entre una fuerza (carga) aplicada y la cantidad de deformación elástica que se produce en una estructura. Dada una carga específica, diferentes estructuras exhiben mayor o menor alargamiento dependiendo de la elasticidad del material de las estructuras (Topololeski, 2009, citado en Ditroilo, Watsford, Murphy y De Vito, 2011).

Desde el punto de vista físico, los conceptos de rigidez, parte de la Ley de Hooke's que dice "los objetos que obedecen a esta ley son cuerpos deformables que almacenan y retornan la energía elástica". La Ley de Hooke's, se define como: $F = k x$, afirmando, que la fuerza (F) necesaria para deformar un material, está relacionada con una proporcionalidad constante (k) y con la distancia (x) de deformación del material, siempre que su forma no cambie permanentemente.

La rigidez (k), se denomina como la constante del resorte, y describe la rigidez de un elástico ideal de un sistema de masas. Un resorte es ideal con masa, se mueve en una única dirección, y tiene una rigidez que es independiente del tiempo, longitud, o la velocidad. Además, la masa del sistema se considera concentrada en un punto extremo del resorte.

La rigidez como se ha descrito, es la capacidad de un objeto sólido de soportar esfuerzos, sin adquirir grandes deformaciones o desplazamientos, por tanto depende:

- De la sección transversal
- Del material de la estructura (entre más rígido mejor el módulo de Young)
- De la longitud: las barras más largas sufrirán mayores desplazamientos y por tanto menor resistencia absoluta a los cambios en las dimensiones

Fuerza interna = momento de fuerza / brazo del momento interno

Rigidez = fuerza aplicada / alargamiento (desplazamiento obtenido).

En términos del cuerpo humano, la rigidez puede ser descrita, como la respuesta de una fibra muscular, moldeada como una masa y un resorte (Blickhan 1989; McMahon y Cheng 1990, citados en Rabita, Couturier and Lambertz, 2008). Teniendo en cuenta que en general es aceptada como la integración individual de los valores de rigidez aportados por el músculo, el tendón, los ligamentos, cartílagos y hueso, (Latash, Zatsiorsky, 1993, citado en Butler, Crowell, Davis, . 2003). Así este "modelo" debe ser capaz de describir los cambios de fuerza muscular en función de la velocidad de contracción, teniendo en cuenta la viscosidad, los reflejos musculares y el Sistema Nervioso Central. Pero el tratar de tener en cuenta todas las variables, hace impracticable la medición, por lo tanto generalmente se toma el "modelo humano simple", el compuesto por la masa y el resorte. Este modelo se ha estimado desde un nivel microscópico, de una sola fibra aislada, hasta un nivel macroscópico del

comportamiento de la fibra como parte del movimiento corporal humano. Llevando a identificar la unión músculo-tendinosa, como la estructura más estudiada, (Butler et al., 2003).

Métodos para el cálculo de la rigidez

En la literatura se encuentran varias maneras de calcular la rigidez de las extremidades inferiores, dependiendo de las necesidades de estudio y de los recursos de laboratorio a disposición. Mientras que la rigidez de este estudio se calculó con base en la propuesta de Kubo, Kawakami y Fukunaga (1999) como se describirá a continuación hay otras maneras que serán descritas en la figura 19.

La fuerza muscular generada y el alargamiento del tendón de Aquiles producido, se relacionan, para calcular la medida de la rigidez del tendón de Aquiles. En primer lugar, la medida del momento de fuerza TQ (N.m) durante la máxima flexión plantar isométrica se convirtió en la fuerza muscular F_m (N) con la siguiente ecuación:

$$F_m = C.TQ.MA^{-1}$$

Donde C es la contribución relativa del área fisiológico, del área de la sección transversal del gemelo interno dentro de los músculos flexores plantares (18%) (Fukunaga, Roy, Schelllock, Hodgson, y Edgerton, 1996), donde (MA) es el brazo de palanca, es la longitud del brazo del momento del músculo tríceps sural a 90° de la articulación del tobillo (50 mm) (Rugg et al., 1990, citado en Mahieu et al., 2008).

Por lo tanto, $F_m = 18/100 \times TQ/0.05$. En segundo lugar, la proporción de F_m y el alargamiento proporcionan la rigidez del tendón (rigidez, N/mm⁻¹), los cálculos se basan en Kubo et al. (2002a). La fiabilidad test-retest de la medición de la rigidez de el tendón de Aquiles mediante ecografía ha demostrado ser buena (ICC = 0.80 hasta 0.82) (Mahieu, Witvrouw, Stevens, Willems, Vanderstraeten 2004). De acuerdo a Kubo et al., (1999), “los resultados de la curva fuerza (F_m)- alargamiento (dL) no tienen forma lineal, como lo reportan previos estudios en tendones de animales y humanos (Abrahams, 1967; Woo et al., 1980, citados en Arampatzis 2010). La región inicial de la curva se caracterizó por un gran incremento del cambio de longitud (dL) con incremento de la fuerza. En el presente estudio, la proporción de cambio en longitud (dL) a un cambio de F_{mus} (dF_{mus}), dF_{mus}/dL , se calculó al 80% de la contracción isométrica voluntaria máxima, (CVM).

Además la región lineal con un modulo de elasticidad aproximadamente constante, seguido de la región de punta, se utilizó para determinar la rigidez. Estos datos fueron proyectados a una línea de regresión entre el 50% y el 100% de la MCV, la pendiente se adoptó como la rigidez(N/mm). La razón para seleccionar el 50% de la MCV como punto de inicio para calcular la rigidez fue porque aunque la relación dF_{mus} / dL tendían a aumentar curvilínea con el aumento de la fuerza, los cambios de dF_{mus} / dL por encima del 50% de la CVM no difieren significativamente uno de otro.

Hasta aquí se describió una alternativa para calcular la rigidez en contracciones estáticas, la tabla siguiente describe otras formas de determinar la rigidez en contracciones dinámicas. La primera denominada rigidez vertical, presenta 3 métodos (ecuación 1-3 de la tabla 1) que se usan cuando el movimiento ocurre en posición vertical, como sucede en los saltos, sin embargo en el caso de la corrida donde, el ángulo de los contactos de la pierna al suelo y el centro de masa no es directamente sobre el pie, se propone otro método (ecuación 4 de la tabla 1). Los dos últimos métodos se utilizan cuando se investiga el papel de la articulación individual sobre la rigidez de toda la extremidad (ecuaciones 5 y 6 de la tabla 1).

Tabla 1.- Resumen de fórmulas para calcular rigidez en miembros inferiores

Tipo	Ecuación	Referencia
Rigidez vertical (K vert)	1. $k_{vert} = F_{max} / \Delta y$ donde F_{max} = fuerza máxima vertical; Δy = máximo desplazamiento vertical del centro de masa	McMahon and Cheng (1990)
	2. $k_{vert} = m(2\pi/P)^2$ donde m = masa corporal; P = período de vibración vertical	Cavagna et al. (1988)
	3. $k_{vert} = m\omega^2$ donde m = masa corporal; ω frecuencia de oscilación natural	McMahon et al. (1987)
	4. $k_{leg} = F_{max} / \Delta L$ donde: F_{max} = máxima fuerza vertical; ΔL = cambio en la longitud de la pierna en vertical ($\Delta L = \Delta y + L \cdot (1 - \cos \Theta)$) y $\Theta = \sin^{-1}(u \cdot tc / 2L)$; Δy = máximo desplazamiento del centro de masa; L = longitud de la pierna de pie)trocanter mayor al pie); Θ = ángulo medio del arco recorrido por la pierna u = velocidad horizontal; tc = tiempo de contacto	McMahon and Cheng (1990)
Rigidez de la pierna (K leg)	5. $k_{joint} = \Delta M / \Delta \Theta$ Donde ΔM = cambio del momento articular; $\Delta \Theta$ cambio del ángulo articular	Farley et al. (1998)
	6. $k_{joint} = 2W / \Delta \Theta$ donde W = trabajo mecánico negative articular; $\Delta \Theta$ =cambio del ángulo articular	Arampatzis et al. (1999)

Nota: adaptado de " Lower extremity stiffness: implications for performance and injury", por R.J Butler, H. P.3rd Crowell y I.M. Davis, 2003, *Clinical Biomechanics*, 18, 512

Rigidez y rendimiento

De acuerdo a Latash y Zatsiorsky (1993), se requiere de un nivel de rigidez para una óptima utilización del ciclo estiramiento-acortamiento, para una utilización eficiente de la energía elástica almacenada por el tendón durante el movimiento. Y esta cantidad de rigidez aumenta con las demandas de la actividad (Butler et al., 2003), ya sea en la carrera (Arampatzis et al., 1999; Kuitunen et al., 2002; Seyfarth et al., 2002; Stefanyshyn and Nigg, 1998 citados por Butler et al., 2003). O en el salto (Farley et al., 1991, Arampatzis et al, 2001a, citados por Butler et al., 2003)

Rigidez y lesión

Como lo afirman en el párrafo anterior, se requiere de cierto nivel de rigidez para un rendimiento óptimo (McMahon and Cheng, 1990; Arampatzis et al., 1999; Kuitunen et al., 2002; Seyfarth et al., 2002; Stefanyshyn and Nigg, 1998; Kerdock et al., 2002; Dutto and Smith, 2002, citados por Butler et al. ,2003). Pero, excesiva rigidez puede producir, disminución de los rangos de movilidad y aumento de fuerza máxima (aumento de tasas de carga), lo que aumenta el choque, que se cree que aumenta el riesgo de lesión ósea, a nivel de artrosis de rodilla y fracturas por estrés (Hennig and Lafortune, 1991; (Grimston et al., 1991; Radin et al., 1978; Burr et al., 1985, citados por Butler et al. ,2003).

Otros estudios ha relacionado el tipo de arco del pie alto en corredores, con aumento de la rigidez de la pierna (tendón de Aquiles), y de tasas de carga verticales, quienes sufrieron más lesiones óseas que los corredores con arcos bajos (Williams et al. 2003, 2001, citados por Butler et al. ,2003). Lo que puede estar relacionado con el aumento del pico de las fuerza de reacción del suelo Grimston et al.1991, citados por Butler et al., 2003). Al contrario puede suceder, que los corredores con arcos bajos, presenten menor rigidez y posiblemente mayor posibilidad de lesión de tejidos blandos (Williams et al. (2003, 2001, citados por Butler et al., 2003).

No se puede establecer una relación directa entre rigidez y predisposición de lesión, sin embargo los estudios refiere que poca rigidez puede permitir excesivo movimiento, que puede ser predisponente a lesiones de tejidos blandos y demasiada rigidez puede promover las lesiones de tejido óseo.” Si esto es cierto puede haber un rango ideal de rigidez, que permita optimizar el rendimiento y reducir al mínimo el riesgo de lesión” (Butler et al., 2003)

Modificación de la rigidez

Datos sugieren que la rigidez puede ser alterada a través del entrenamiento, y que estas alteraciones pueden influenciar en la experimentación de cargas de la extremidad inferior resultando en una disminución potencial del riesgo de lesión (Butler et al., 2003). Tanto por modificaciones en su técnica (caída en el salto) (Hewett et al. 1999, citado en Butler et al., 2003), como en las superficies de contacto (Ferris et al. 1998, citado en Butler et al., 2003) y los zapatos (Smith and Watanatada, 2002, citado en Butler et al., 2003), practicando el principio a mayor amortiguación, menor rigidez.

1.2.4.5. Técnicas de medición de las propiedades mecánicas del músculo y del tendón

Las tres técnicas utilizadas en esta investigación fueron: la estereofotogrametría y la ultrasonografía dentro del análisis cinemático, y la dinamometría dentro del análisis cinético, para la estimación final de la rigidez del tendón

1.2.4.5.1. Estereofotogrametría

La estereofotogrametría (el prefijo estéreo indica simplemente que se realiza con más puntos de vista) es la metodología utilizada en el análisis de la movimiento, para reconstruir las coordenadas 3D de los lugares a partir de fotografías, radiografías y vídeos. Las imágenes de video tienen varias ventajas potenciales sobre otras técnicas en términos de consumo tiempo, costo, distorsión de la imagen y proceso de desarrollo (Stevens, 1997).

Procedimiento: Los pasos esenciales para el análisis de movimiento son la captura, la calibración de las cámaras y la reconstrucción del movimiento. Es muy importante obtener imágenes grabadas claras, de la postura o movimiento que estén siendo analizados, la localización de las cámaras debe ser determinada estratégicamente de manera que el movimiento pueda ser observado desde las direcciones más útiles. Antes de la reconstrucción del movimiento, cada una debe ser calibrada pues la precisión de las variables cinemáticas y cinéticas dependen de ello, cualquier problema en su calibración puede introducir errores sobre los datos.

Para llevar a cabo este primer paso, de captura o rastreo de la postura y el movimiento de un cuerpo, se utilizan unos marcadores reflectantes (He, Tian, 199; Heikkila 1990, citados en Díaz, Torres, Ramírez, García, Álvarez, 2009) que pueden ser activos (diodos emisores de luz infrarroja) o pasivos (reflectantes), adheridos al cuerpo generalmente en prominencias óseas específicas, con el fin de facilitar mediante el contraste la identificación de los puntos anatómicos que requiere el sistema, para que posterior a la reconstrucción tridimensional se pueda calcular el modelo biomecánico de

la posición o movimiento a desarrollado. Los marcadores reflejan la luz infrarroja de cada cámara.

El segundo paso es la calibración (puede ser también el primero) de las cámaras, para calcular la posición y orientación de cada una, de manera que se pueda relacionar lo grabado con lo que sucede realmente. Los aspectos claves en su calibración incluyen algoritmos de calibración, adaptación de los mismos a varias situaciones experimentales, evaluación de la precisión de la calibración, uso de la calibración de los fotogramas y corrección de los errores ópticos tales como la distorsión óptica y del foco (fuera de foco). Para la calibración de la cámara se utiliza un conjunto de puntos fijos de control sobre un marco rígido (sistema de referencia) cuyas coordenadas espaciales del objeto son previamente conocidas, actualmente se usa la varilla de calibración como se explica a continuación.

La calibración del sistema completo se logra mediante la realización de dos adquisiciones dentro del volumen de trabajo. La primera adquisición toma una instantánea de un marco de referencia que establece el origen del sistema de coordenadas del área de trabajo, sólo dos segundos de captura son obligatorios. La segunda adquisición, captura el movimiento de la varita de calibración (que contiene tres o más marcadores cuyas distancias entre ellos son conocidas), que sistemáticamente se mueve por todo el espacio de captura y que se utiliza para estimar el modelo óptico de las cámaras, su exacta posición en el espacio y el tamaño del volumen de trabajo, dependen del tamaño del volumen a ser calibrada. El algoritmo de calibración toma los datos de las dos secuencias y calcula los parámetros de calibración.

El tercer paso del proceso de fotogrametría, es la reconstrucción de la posición instantánea de los puntos: los datos captados son procesados a partir de la combinación de las posiciones de los marcadores obtenidas por las cámaras, las coordenadas de cada marcador son reconstruidas en un ambiente virtual 3D. A partir de las imágenes tomadas por los sensores, se aplican en general tres módulos con el propósito de realizar la reconstrucción tridimensional del movimiento:

- El módulo de digitalización de los marcadores el cual se encarga de definir la ubicación en la imagen de los marcadores.

- El módulo de correspondencia, el cual como su nombre lo dice determina la correspondencia en cada una de las cámaras de los marcadores.
- El módulo de reconstrucción tridimensional, que utiliza las coordenadas bidimensionales resultantes de la captura y la información correspondiente para hallar las coordenadas espaciales del marcador, para tal fin, se usa el método de transformación lineal directa (DLT), método de cámara fija que ha sido descrita por Abdel-Aziz y Karara (1971), Van Gheluwe (1978) y Walton (1981, citados en Suarez, Acero, Kwon, Scheirman, Hatfield, 2009) que basados en la condición de que existe una relación colineal entre el punto en el espacio, el centro de la perspectiva de la lente de la cámara y la posición de la imagen, utilizan un par de ecuaciones lineales que relacionan la coordenada en la imagen de un punto con su ubicación espacial mediante la teoría de proyección perspectiva” (Díaz et al., 2009). Se realiza la triangulación de las posiciones de las marcas de referencia y se calcula su ubicación en 3D.

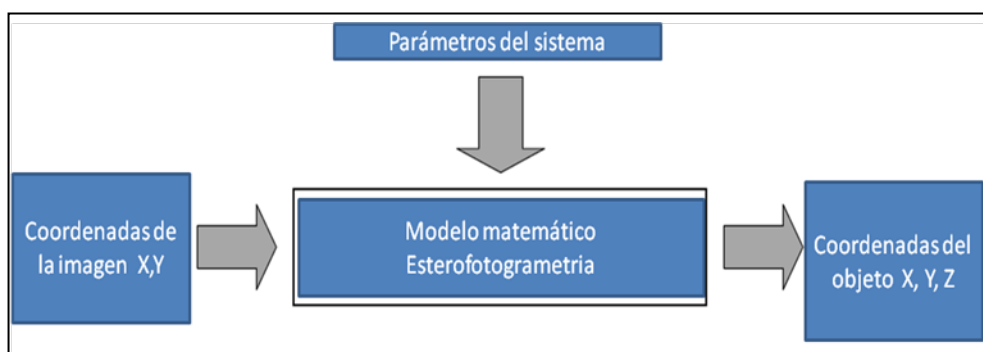


Figura 20.- Diagrama del proceso de fotogrametría. Coordenadas del laboratorio del punto de un objeto.

1.2.4.5.2 Ecografía por ultrasonido

Es un procedimiento de imagenología, obtenido mediante la reflexión de los ecos de las estructuras corporales animales, humanas o de un objeto, gracias a la acción de pulsos de ondas ultrasónicas (alta frecuencia, de 1-10 mega hertzio), para formar una imagen del tejido interno, con fines diagnósticos.

A principios de la década de los años 50, los investigadores comenzaron a utilizar el modo-A, para obtener imágenes ultrasónicas de los tejidos biológicos. En los 80s, se desarrolló el sistema de ultrasonido en tiempo real (si las imágenes de ultrasonido en modo B, se producen en el orden de 40 imágenes por segundo, el ojo humano recibe la impresión de que se trata de una imagen en movimiento) y posteriormente la disponibilidad de la banda ancha de alta frecuencia (7 a 15 MHz) en los transductores de línea matriz, revolucionó el diagnóstico en el sistema músculo- esquelético (Hashefi, 2009).

La tecnología continuó progresando y en la actualidad el modo-B (modulación de brillo) es una tecnología ampliamente utilizada para obtener imágenes de los tejidos en humanos. Mientras el modo-A es unidimensional y se limita a medir profundidad de tejido, el modo-B o bidimensional, permite la caracterización de tejido con densidades diferentes, relacionadas con el modo de brillantez modulada, por la producción de una señal en tiempo real que representa un corte transversal del área estudiada.

Fundamentación: una imagen de ultrasonido se genera cuando un transductor convierte la señal eléctrica en movimiento mecánico al cristal piezoeléctrico y este genera ondas ultrasónicas que se dirigen al tejido en estudio. Las ondas sonoras viajan en una situación similar formando ondas de luz, de modo que el material más denso (por ejemplo, el hueso cortical), es más reflectante y por tanto en la pantalla aparece más blanco. El agua es el material del cuerpo menos reflectante y las ondas sonoras viajan en línea recta a través de él (refracción), por tanto el agua aparecen en negro. Los ecos vuelven al transductor, donde se detectan y se muestra en el monitor.

La unidad de ultrasonido, procesa los ecos, convirtiéndolos posteriormente en un signo eléctrico y es interpretado por el equipo como variaciones en brillo desplegadas en un tubo de rayos catódicos en un sistema del modo-B, como un punto. El brillo del punto depende de la amplitud, o intensidad del eco. El tiempo que toma el eco para reflejarse nuevamente al transductor determina la situación o posición del punto o pixel en la pantalla. Las unidades del modo-B, utilizan números de la escala de grises que van de 1 a 64, y la imagen final es generada por diferencias en sombras de gris generadas del campo del tejido. Los tejidos densos dan un eco luminoso, pixel blanco, mientras que los tejidos de menor densidad se ven como pixel gris.

Hay que recordar que los fenómenos anteriores se dan debido a que estas ondas de ultrasonido son vibraciones mecánicas (acústicas) que requieren de un medio de transmisión; debido a que presentan las propiedades normales de una onda, que son de reflexión, refracción, y difracción, esto es, que se pueden reflejar, direccionar o re-direccionarse.

Terminología: al brillo de las imágenes, se le llama ecogenicidad, la cual depende del grado de reflectividad de las ondas de ultrasonido. La ecogenicidad de un tejido no depende sólo de las características del tejido también depende de la frecuencia del transductor. Para describir tales características se incluyen ecogenicidad, hiperecoica (señal blanca), isoecoica, hipoecoica, y anecoica (negro), dentro de las escalas de grises (tabla 2).

Tabla 2.- Terminología para describir las imágenes de ultrasonido del sistema músculo-esquelético.

Término	Definición
Ecogenicidad	La capacidad de una estructura de reflejar las ondas sonoras de vuelta en la trayectoria de un haz de ultrasonidos
Hiperecoica	La imagen de la ecografía muestra un patrón de alta reflexión, que aparece más brillante que el tejido circundante
Isoecoicas	La imagen de la ecografía muestra la ecogenicidad igual a los tejidos blandos circundantes
Hipoecoica	La imagen de la ecografía muestra un patrón de baja reflexión, que se manifiesta como un área en la que los ecos no son tan brillantes como el tejido circundante
Anecoica	La imagen de la estructura no muestra ecos internos, por ejemplo, fluido simple
Plano longitudinal	Captación a lo largo y paralelo al eje longitudinal de la estructura, órgano o parte del cuerpo
Plano transversal	Captación transversal y perpendicular al eje longitudinal de la estructura, órgano o parte del cuerpo

Tomada de K. Chew, K.J. Stevens, T-G Wang, M. Fredericson y H.L. Lew, (2008) .Introduction to diagnostic musculoskeletal ultrasound: Part 2: examination of the lower limb. *American Journal Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 238–248.

Descripción de los componentes básicos:

Ecógrafo: la función básica del ecógrafo es procesar la imagen adquirida por el transductor y transportar esta imagen a la pantalla.

Transductor: el transductor (sonda) es el "el ojo" de la sonda En el corazón del transductor, los cristales que generan pulsos del ultrasonido, envían los haces generadas en el tejido y reciben los ecos a ser procesados por el ecógrafo.

Almohadilla de contacto: la almohadilla de alejamiento (guía de la onda) se usa para adaptar la superficie plana del transductor lineal a las áreas curvas y así poder obtener imágenes de calidad.

Ventajas: radican en la relación coste-eficacia, menor tiempo de exploración y la capacidad en tiempo real y la imagen dinámica. Su portabilidad permite realizar imágenes de la estructura anatómica en cuestión para realizar comparaciones rápidas de lado a lado. Sin embargo, la dependencia del operador y la larga curva de aprendizaje del ecógrafo son sus grandes desventajas.

Imagen del tendón: los tendones normales generalmente tienen un patrón fibrilar de líneas finas y paralelas hiperecoicas en el plano longitudinal e hiperecoica de forma redondeada u ovoide en el plano transversal. Los fascículos paralelos de fibras colágeno producen líneas hiperecoicas, mientras que la sustancia fundamental interfascicular produce líneas anecoicas entre las Fibras de colágeno (figura 21). Una de las características propias del ultrasonido de los tendones y ligamentos es la anisotropía, definida como cambio en la ecogenicidad de la estructura dependiente del ángulo del haz del ultrasonido, que puede ser útil para identificar la estructura escaneada ya sea como un tendón o ligamento. Por ejemplo, cuando el tendón aparece hiperecoica el haz es perpendicular y hipoecoica, cuando el haz es oblicua (Martinoli, 1993, citado por Hashefi, 2009)

Imagen del tendón de Aquiles: generalmente es evaluado en dos planos, el sagital y el axial. El sagital se realiza a lo largo del tendón y el axial observa la estructura en la sección transversal. Gracias a la localización superficial y la orientación del tendón, se facilita la valoración del tendón por ultrasonografía, con un ultrasonido de alta resolución, que proporcione imágenes detalladas y con alta precisión en la evaluación del tendón (Kainberger et al. 1990; Kalebo et al. 1992; Gibbon et al. 1999, citados en Ying, Yeung, Li, Li Lui, Tsoi, 2003).

La patología del tendón de Aquiles por ecografía es ampliamente estudiada (Boesen, Boesen, Koenig, Bliddal and Torp-Pedersen, 2006; Martinoli y Bianchi, 2007; Daftary and Adler, 2009; Hashefi, 2009), pero en el tendón normal es menor. Por ejemplo, se ha informado de que el engrosamiento progresivo del tendón de Aquiles se correlacionó significativamente con la ruptura del Tendón de Aquiles (Nehrer et al. 1997, citados en Ying et al., 2003) y que está asociado con los deportes (Jozsa et al. 1989, citados en Ying et al., 2003). Sin embargo, evaluación ecográfica del efecto del ejercicio sobre el de espesor, sección transversal y desplazamiento del origen del tendón de Aquiles en sujetos asintomáticos se ha investigado mucho menos.

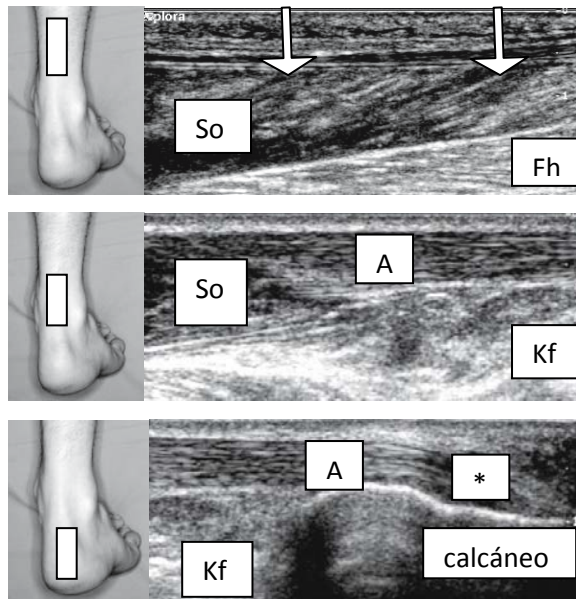


Figura 21.- Imágenes de ultrasonido del tendón de Aquiles normal (vista sagital), obtenidas a 12-5 MHz sobre la cara posterior del tobillo muestran el Aquiles tendón (a) en su unión mio-tendinosa, (b) en el tercio medio y (c) en la inserción al calcáneo. El tendón de Aquiles se origina a partir de una aponeurosis (flechas) que cubre la cara posterior del músculo sóleo (SO). Observar la disposición unipenada de las fibras musculares del sóleo y la ubicación periférica de la aponeurosis. Continúan hacia abajo, adelgazándose gradualmente la aponeurosis y se observa también reducción del volumen del sóleo. Se encuentra el Flexor largo del dedo gordo muscular (FHL). b. A continuación de la unión del sóleo (SO), el tendón de Aquiles normal, (A) muestra uniforme espesor y ecotextura fibrilar y la posterior el espacio de la grasa de Kager (KFS). c. En la inserción del tendón de Aquiles (A) al calcáneo puede ser ligeramente hipoeoica (asterisco) como resultado de la anisotropía porque las fibras del tendón cambian desde una posición horizontal a una alineación más vertical cuando se acercan su inserción. Kfs, el espacio de la grasa de Kager. Las fotografías en la parte superior izquierda de la figura indican posicionamiento de la sonda. Adaptado de “Ankle”, por C. Martinoli, y S. Bianchi, 2007. S. Bianchi, C. Martinoli, L.E. Derchi. *Ultrasound Of the Musculoskeletal System*. Heidelberg, New York. Springer. (p. 794).

Determinación del desplazamiento del origen del tendón de Aquiles durante la contracción isométrica: la mayoría de las investigaciones que estudian el desplazamiento del origen del tendón de Aquiles, durante la contracción isométrica, utilizan como base el método de Fukashiro et al., (1995a), quien estudio el tendón del Tibial Anterior, describiendo su experimento así” el sujeto yacía en decúbito supino sobre una cama y se le pidió realizar la flexión dorsal isométrica, aumentando

gradualmente la fuerza en cada ensayo en tres ángulos en el tobillo (90° , 105° y 120°) medidos mediante el uso de un ergómetro especial (MYORET, ASICS, JPN).

La imagen por ultrasonido del Tibial Anterior, durante la contracción fue grabada en una cinta de vídeo sincronizada con un reloj temporizador para registrar el tiempo en ms y un momento de fuerza en dorsiflexión. El alargamiento del tendón distal del Tibial Anterior se estimó con aparato ultrasónico. El aparato de ultrasonido (SSD-2000, ALOKA, JPN) se compone de una sonda de matriz lineal electrónica con frecuencia de onda de 7.5MHz. La cabeza de exploración está recubierta con un gel de transmisión soluble en agua, que proporcionan un contacto acústico sin presionar la superficie dérmica.

El transductor fue colocado perpendicular a la interfaz de tejido y paralela a la tibia situada en un punto del 50% distal en la longitud del hueso de la tibia. El probador confirma visualmente los ecos reflejados desde la aponeurosis y espacios intermedios entre los fascículos del Tibial Anterior. Cuadro por cuadro de las fotos de las imágenes ultrasónicas grabadas en la cinta de vídeo se imprimieron cada 25 ms en el papel de grabación de imágenes. El alargamiento distal del tendón, se calculó como el desplazamiento de η' entre dos imágenes consecutivas. Después de que la sonda del ultrasonido se colocará firmemente, un diseño especial de marcador (K), se colocó entre el cuerpo y la sonda por lo que K no se movió, lo cual fue confirmado por VTR (video grabadora) (figura 22).

El punto de cruce (η') entre dos ecos, un eco de la aponeurosis profunda y el otro de los fascículos, se determinó fácilmente en la ecografía como se muestra en la Figura 18. Los ecos han sido confirmados a partir de las imágenes de la aponeurosis y los fascículos, a través de una comparación de las mediciones de ultrasonido con medidas directas sobre cadáveres, con un error de medición $<1^\circ$ (Kawakami et al., 1993, tomado de Fukashiro et al., 1995a). Por lo tanto, el desplazamiento (η') se considera para indicar el alargamiento distal del tendón. Por el contrario, el momento de fuerza medido por el ergómetro se convirtió en la fuerza en el extremo distal del músculo tibial anterior, de acuerdo con el momento del brazo del Tibial Anterior (Rugg et al., 1990, tomado de Fukashiro et al., 1995a).

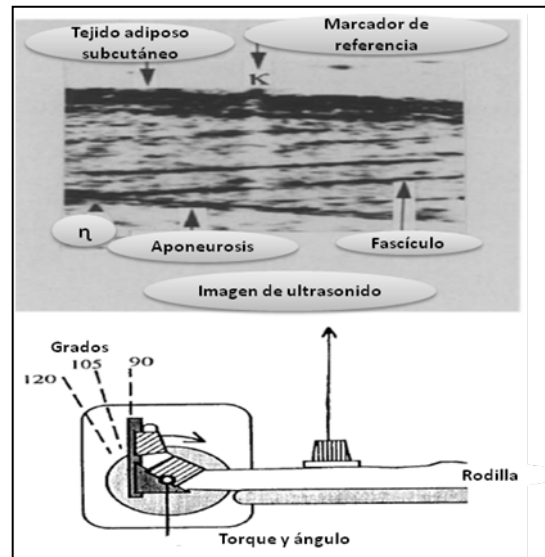


Figura 22. - Imagen de la ecografía del Tibial anterior de la pierna en un punto al 50% distal de la longitud de hueso de la tibia. El tejido adiposo subcutáneo, el músculo (TA) y la aponeurosis interna, se visualizan. El punto de cruce, que se determinó de los ecos de las aponeurosis profundas y fascículos

Adaptado de “Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo”, por S. Fukashiro, M. Itoh, Y. Ichinose, Y. Kawakami, y T. Fukunaga (1995). *European Journal of Applied Physiology*, 71, 556.

Para el tendón de Aquiles el protocolo más utilizado es el basado en el método de Fukashiro et al. (1995) : pero con el sujeto en posición prona, la rodilla en extensión y tobillo a 90 °, utilizó un ultrasonido en tiempo real (Siemens Sonoline SL-1) con una sonda electrónica de matriz lineal con una frecuencia de onda de 7,5 MHz sobre un plano longitudinal captó la imagen ultrasónica del músculo Gastrocnemio Medial (MG) a nivel del 30% de la longitud de la pierna (es decir, entre el pliegue poplíteo y el centro del maléolo lateral). La sonda se aseguró con correas de velcro en la piel.

Las imágenes ultrasónicas se registraron en cinta de vídeo (cámara digital, Sony), identificando los ecos de la aponeurosis y de los fascículos del Gastrocnemio Medial (MG). Los ecos paralelos que se extienden en diagonal representan el tejido conectivo rico en colágeno entre los fascículos del gemelo interno. Las áreas más oscuras entre las bandas de los ecos representan los fascículos. El eco que corre longitudinalmente en el centro es de la aponeurosis. El punto que señala el triángulo (Δ) fue identificado en la imagen de ultrasonidos como la unión entre un fascículo y la aponeurosis. Este punto (Δ) se desplazó proximalmente durante la contracción

isométrica. La distancia recorrida por el punto (Δ) indica el alargamiento de la aponeurosis y por tanto, del tendón (figura 23) (Muramatsu et al., 2001). El desplazamiento se midió con un reproductor multimedia. El valor medio de las tres mediciones se utilizó como un valor representativo del alargamiento (Mahieu et al., 2008; Duclay et al., 2009; Morrissey et al., 2010).

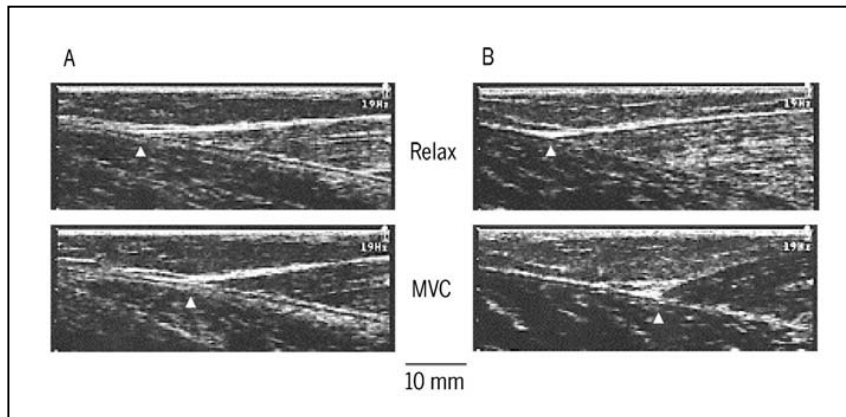


Figura 23. - Imágenes de ultrasonido de la unión mio- tendinosa de Aquiles (plano sagital), (se indica por un triángulo blanco), en reposo (arriba) y durante voluntaria máxima contracción isométrica (MVC) (abajo). Ejemplos de 2 sujetos: con tendón rígido (A) y con tendón flexible (B) Adaptado de "The Relationship Between Passive Ankle Plantar Flexion Joint Torque and Gastrocnemius Muscle and Achilles Tendon Stiffness: Implications for Flexibility", Kawakami, Y., Kanehisa H. y Fukunaga T. (2008), *Journal of orthopaedic y sports physical therapy*, 38, 5.

1.2.4.5.3. Dinamometría

Para el análisis de las fuerzas desarrolladas en las diferentes actividades físicas se cuenta con distintas metodologías y herramientas, entre las que están: las plataformas dinamométricas o de fuerza, los sistemas de registro de análisis de presión, los dinamómetros, las máquinas isocinéticas, la fibra óptica y la celda de carga de la cual se tratará a continuación, por ser el instrumento utilizado en la investigación.

Celda de carga: La celda de carga es un sistema de análisis cinético del movimiento que permiten medir las fuerzas que el pie ejerce sobre un plano de apoyo, durante la generación de una contracción muscular (Figura 24).

Las celdas de carga son sensores de fuerza, que actúan como transductores al convertir la fuerza en señal eléctrica. Están constituidos por galgas de varios tipos: de cristales piezoeléctricos, extensiométricas, capacitativas, etc. Las celdas de galgas

extensiométricas están compuestas por una plataforma rígida de acero que está montada sobre cuatro columnas en las que se encuentran las galgas extensiométricas. Cuando se ejerce presión sobre la plataforma se producen pequeñas tensiones sobre las columnas que la soportan y esto origina cambios sobre las galgas.

Esta conversión de la deformación mecánica (producida por la fuerza) en señal eléctrica es indirecta y se realiza en dos etapas. Mediante un dispositivo mecánico, la fuerza que se desea medir deforma una galga extensiométrica. La galga extensiométrica convierte la deformación (desplazamiento) en señales eléctricas. La señal eléctrica de salida es típicamente del orden de unos pocos milivoltios y debe ser amplificada mediante un amplificador de instrumentación antes de que pueda ser utilizada. La salida del transductor se conecta en un algoritmo para calcular la fuerza aplicada al transductor.

Principio de funcionamiento de la celda de carga: toda fuerza aplicada sobre la celda de carga producirá una señal eléctrica proporcional a la fuerza que se haya aplicado y que se proyectará en los tres ejes del espacio (x, y, z), como respuesta a la acción mecánica a la que ha sido sometida la plataforma de la celda de carga, por el efecto de la carga aplicada. Esta acción mecánica, en el sistema de referencia de la plataforma de la celda de carga, se puede esquematizar en 3 componentes de la fuerza y 3 componentes del momento. Permitiendo los movimientos de la plataforma en todas las direcciones (translaciones y rotaciones), captados por los transductores dispuestos simétricamente. Cada uno de ellos, por lo tanto, es capaz de detectar, basado en la deformación, los componentes (o parte) de la fuerza aplicada en ese momento debido a la carga.

Esta técnicas tienen su fundamento en la tercera ley de Newton *-principio de acción-reacción-* que dice que puede obtenerse el valor de una fuerza externa ejercida sobre una superficie al hallar la fuerza que origina, igual en magnitud y dirección, pero en sentido contrario.

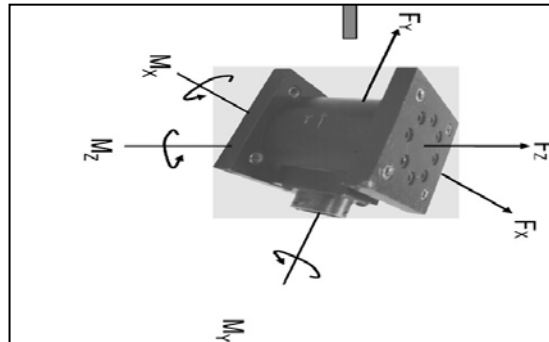


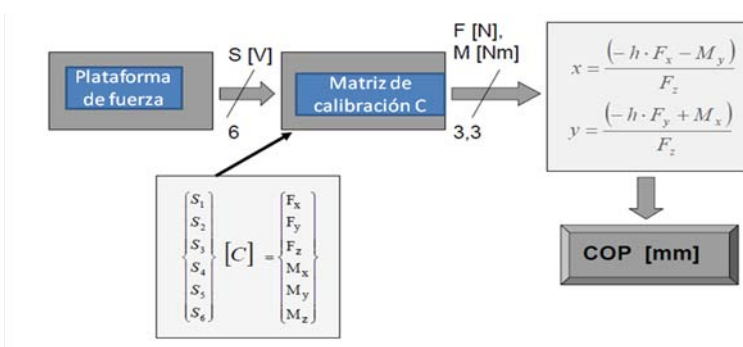
Figura 24.- Celda de carga utilizada en el presente experimento con el diseño de los 3 componentes de fuerza generados y los 3 momentos creados.

Centro de presión: el centro de presión se define como el punto de aplicación de la resultante de las fuerzas intercambiadas entre el pie y la plataforma de la celda de carga.

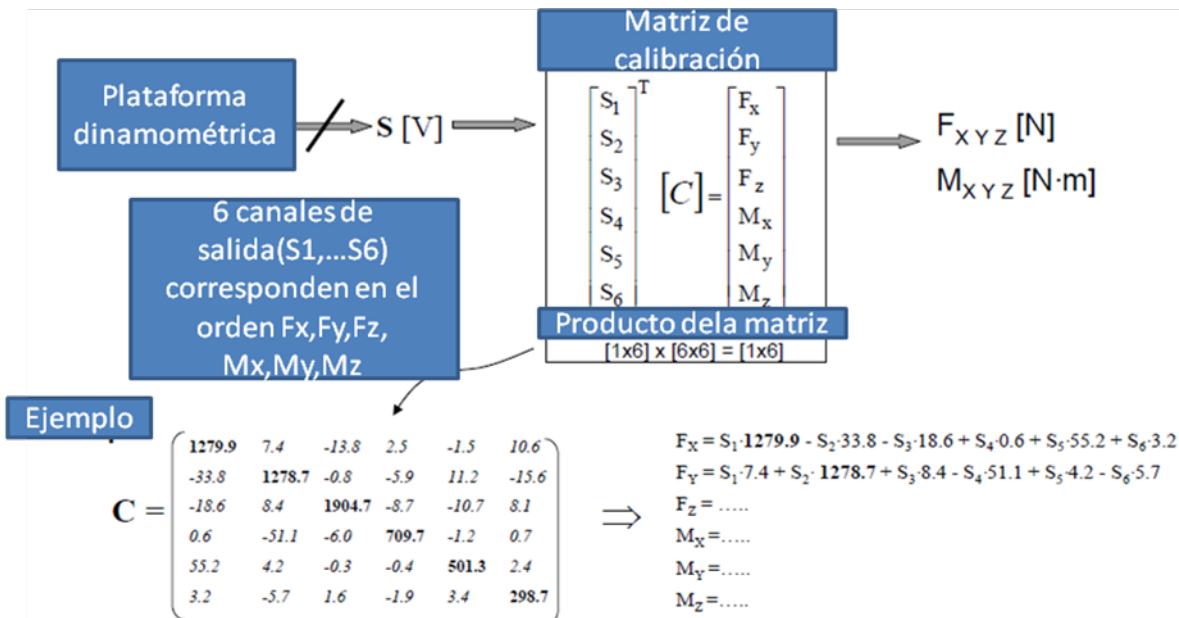
Sistema de referencia: las coordenadas del centro de presión, se refieren al sistema de referencia cartesiano de la plataforma, que puede ser centrada:

- En uno de los cuatro vértices de la plataforma
- En el centro de la misma, (el caso de este estudio)
- El punto de calibración (dependiendo del sistema de adquisición utilizado, es el lugar de la superficie de la plataforma en la que, mediante la aplicación de una fuerza vertical, se ejerce el momento cero sobre la placa (dependiendo de la disposición de los transductores))

Cálculo del centro de presión (COP)



La Matriz de calibración - C [6x6]



Celda de carga, BERTEC a 6 canales mod. 4060-08

Por lo tanto, en función de la revisión bibliográfica realizada, nuestro planteamiento del problema se basa en el análisis del efecto de un protocolo de ejercicios excéntricos basado en el diseño experimental de Alfredson et al., (1998), con una carga y velocidad incrementada moderadamente (de fácil ejecución) durante 8 semanas, con una pierna trabajando concéntrico y con la otra pierna excéntricamente, realizado por el mismo sujeto sobre las características biomecánicas de fuerza, elongación y rigidez en el complejo músculo-tendón.

1.3. Objetivos e hipótesis

1.3.1. General

Identificar los cambios de algunas propiedades del tendón de Aquiles después de un protocolo de ejercicio excéntrico, para fundamentar biomecánicamente los posibles beneficios de este tipo de ejercicio.

1.3.2. Específicos

- Determinar el alargamiento y la fuerza del tendón de Aquiles, pre-test y post-test a un entrenamiento excéntrico, con carga y velocidad moderada, progresiva.
- Calcular la rigidez del tendón de Aquiles antes y después de ser sometido a un trabajo excéntrico con carga y velocidad moderada, progresiva.
- Proponer un protocolo de ejercicios excéntrico de prevención de tendinopatía de Aquiles de fácil ejecución para la población en general.

1.3.3. Hipótesis

- El entrenamiento excéntrico producirá aumento de la fuerza del complejo músculo-tendón.
- El entrenamiento excéntrico producirá aumento de la elongación del complejo músculo-tendón.
- El entrenamiento excéntrico producirá disminución de la rigidez del complejo músculo-tendón.

MÉTODO



SEGUNDA PARTE: METODOLOGÍA

1. Método	117
1.1. Sujetos	117
1.2. Diseño	117
1.3. Procedimientos	118
1.3.1. Protocolo de ejercicio excéntrico	118
1.3.2. Protocolo evaluación antes y después del experimento	121
1.3.2.1. Captura de datos de preparación	126
1.3.2.1.1. Equipo y su ubicación en el laboratorio	126
1.3.2.1.2. Calibración de la posición de las cámaras	132
1.3.2.1.3. Posicionamiento de los marcadores	136
1.3.2.1.4. Creación de la base de datos	138
1.3.2.1.5. Creación del modelo a analizar	138
1.3.2.1.6. Captura de datos específica	141
1.3.2.2. Medición momento de fuerza plantiflexora	145
1.3.2.3. Registro del desplazamiento tendón de Aquiles	149
1.3.3. Elaboración de datos	150
1.3.3.1. Cálculo de los brazos de palanca	150
1.3.3.2. Cálculo de la fuerza del tendón de Aquiles	152
1.3.3.3. Cálculo del desplazamiento unión mio-tendinosa	153
1.3.3.4. Cálculo de la rigidez del tendón de Aquiles	156
2.4. Análisis estadístico	156

2. Método

2.1. Participantes

23 hombres participaron voluntariamente en este estudio, de los cuales 17 diecisiete (17) terminaron el protocolo, (para un total 34 unidades de tendón de Aquiles), quienes voluntariamente firmaron el consentimiento informado, aprobado por el comité ética de la Universidad “La Sapienza” de Roma.

Los participantes, funcionarios, docentes y estudiantes de la Universidad “Foro Itálico” de Roma, tenían una edad entre 30 y 58 años y cumplían los siguientes criterios de inclusión:, eran sedentarios o deportistas recreativos (realizaban actividad física menos de 3 veces por semana), no presentaban lesión en miembros inferiores, de tal forma que nos asegurábamos que nuestro protocolo de investigación no estuviese influenciado por otra actividad física. .

Tabla 3.-Características antropométricas de los sujetos

	N	Mínima	Máxima	Media	DS
Edad (años)	17	30	58	43.76	8.03
Peso (kg)	17	60	90	77.71	8.25
Altura (cm)	17	165	187	174.94	5.70

2.2. Diseño

Se realizó una investigación experimental con pre-test y pos-test para valorar los efectos de un programa de entrenamiento excéntrico de 8 semanas, sobre factores mecánicos del tendón de Aquiles. Los participantes realizaron con una pierna el ejercicio excéntrico y con la otra pierna el movimiento concéntrico, para poder determinar la influencia del ejercicio excéntrico con respecto al concéntrico, siguiendo el protocolo de Alfredson y cols. (1998). El día del pre-test, después de completar el

cuestionario sobre estado de salud en general y actividad física practicada y firmar el consentimiento informado, se realizaron mediciones antropométricas de altura y peso.

Posteriormente se realizó la valoración biomecánica del tendón de Aquiles, que consistió en la medición del momento de fuerza de los flexores plantares y el desplazamiento de la unión mio- tendinosa, mientras se generaba la contracción muscular. Posterior a un periodo de ochos semanas del programa de entrenamiento excéntrico, detallado en el siguiente apartado, realizado en casa, se realizó la misma evaluación inicial.

2.3. Procedimientos

2.3.1. Protocolo de ejercicio

El programa de entrenamiento excéntrico ha estado basado en el diseño propuesto por Alfredson et al. (1998) consistente en un protocolo de ejercicio de plantiflexión, realizado en forma concéntrica con una pierna y excéntrica con la otra pierna (figura 25), con cambios semanales de intensidad y mensuales de velocidad, con una frecuencia de 5 veces por semana durante 8 semanas, cada sesión está precedida por ejercicio de calentamiento (2 X 10 planti- dorsiflexiones del tobillo y 60 s de reposo) y finaliza con estiramiento.

El protocolo de ejercicios de entrenamiento se ha basado en un programa con un incremento en la intensidad de carga baja a media (3 a 5 kg), y con un aumento de la velocidad progresiva de 60 rpm a 70 rpm, con el objetivo de provocar sobre el tendón y el músculo el estímulo suficiente para provocar adaptaciones estructurales y fisiológicas (Alfredson et al., 1998), teniendo en cuenta que la población estaba constituida por personas sedentarias, y que mayores intensidades podrían suponer un riesgo de lesiones debido al extenso programa de entrenamiento excéntrico que debían completar.

El tipo de entrenamiento está basado en contracciones dinámicas excéntricas con una carga fija, debido a dos razones, la primera es porque la literatura tiende a mostrar que entrenamiento isotónico basado en cargas fijas, lleva a mayores ganancias de fuerza que el isocinético, basado en velocidades de contracción fijas, probablemente debido a que se ha encontrado mayor activación neuromuscular con las contracciones dinámicas excéntricas de carga fija (Guilhem et al., 2010) y porque es el medio de mas fácil accesibilidad de

entrenamiento para la población en general, ya que el programa se realizó en casa, garantizando la facilidad y efectividad del trabajo para los participantes , y sin riesgo de lesión, a pesar que se realizó un trabajo de tipo excéntrico con el cual los participantes debían conocer exactamente sus características.

El programa de entrenamiento excéntrico se inició con una semana de familiarización con el ejercicio con el objetivo lograr una ejecución precisa del movimiento controladas por la doctoranda. Las siguientes dos semanas se ganó resistencia a la fuerza, para posteriormente en las últimas 5 semanas se incorporara una carga leve en forma progresiva con el objetivo de lograr ganancia de fuerza muscular, complementada con un aumento de la velocidad.

El tiempo del programa ha sido de 8 semanas, como periodo mínimo necesario para esperar un cambio estructural en la unidad musculo- tendón (Guilhem et al., 2010). La frecuencia ha sido de 5 veces a la semana y con 5 series de repeticiones progresivas que van de 10 a 20 repeticiones.

De forma individual, se realizó una práctica de la ejecución del movimiento, llevando la velocidad con el ritmo del metrónomo (se entregó a cada sujeto un archivo con el ritmo a 60 rpm y 70 rpm), y adicionalmente se mostró el video de la ejecución, el cual fue enviado a cada sujeto.. Se realizó a los sujetos el seguimiento del protocolo de ejercicio por tres medios: personal, telefónicamente y por medio del diario que enviaban semanalmente por internet.



 <p style="text-align: right;">A</p>	 <p style="text-align: right;">B</p>
<p>De pie, sobre los dos pies, con las rodilla extendidas, elevar los talones del suelo (la acción muscular concéntrica la realiza solamente el Gastrocnemio derecho), posteriormente colocar todo el peso sobre la parte delantera del pie izquierdo</p>	<p>Flexionar la rodilla derecha para perder el contacto con el suelo. Se coloca el pie izquierdo en contacto con el suelo ya extendido. Desde esta posición, descender hasta que el talón izquierdo toque el suelo o al máxima arco de dorsiflexión (acción excéntrica del Gastrocnemio izquierdo)</p>

Figura 25. – Movimiento base del protocolo de ejercicios: (A) Ejercicio concéntrico con el lado fuerte, (B) y excéntrico con el lado opuesto. Basada en la propuesta previa descrita por Alfredson et al. (1998) Al sujeto se le recomienda pararse secar a un sitio donde se pueda apoyar con la mano (pared).

Tabla 4. -Parámetros del programa de ejercicios: Volumen: series x repeticiones; peso: sobre los hombros, en la cintura o en la espalda del sujeto, Frecuencia: repeticiones de la sesione de entrenamiento por cada semana; Velocidad: velocidad de ejecución; Reposo: intervalo de tiempo entre series

Semana	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a
Peso	Peso corporal	Peso corporal	Peso corporal	+3 kg
Repeticiones	5 x (10+10)	5 x (12+12)	5 x (15+15)	5 x (15+15)
Velocidad	60 bpm	60 bpm	60 bpm	60 bpm
Reposo c/serie	45 s	45 s	45 s	45 s
Frecuencia	4 v /semana	5 v/semana	5 v/ semana	5 v/ semana

Semana	5 ^a	6 ^a	7 ^a	8 ^a
Peso	+3 kg	+3 kg	+5 kg	+5kg
Repeticiones	5 x (15+15)	5 x (17+17)	5 x (20+20)	5 x (20+20)
Velocidad	70 bpm	70 bpm	70 bpm	70 bpm
Reposo	60 s	60 s	60 s	60 s
Frecuencia	5 v/ semana	5 v/ semana	5 v/ semana	5 v/ semana

2.3.2. Protocolo de evaluación antes y después del entrenamiento de ejercicio excéntrico

Para estimar los cambios en las propiedades mecánicas del tendón de Aquiles, específicamente la rigidez, que es la responsable de la capacidad de resistencia a grandes fuerza musculares con una deformación mínima del tendón, se tuvo en cuenta la ley de la fuerza elástica (ley de Hooke), la cual representa el tendón como un resorte, donde la rigidez está representada por la constante elástica k_{TA}

$$k_{TA} = \Delta F_{TA} / \Delta l_{TA}$$

donde ΔF_{TA} es la variación de la fuerza ejercida por el tendón de Aquiles y Δl_{TA} representa el alargamiento del tendón de Aquiles.

Para estimar la fuerza del tendón (F_{TA}), se tomo de base el equilibrio de los momentos de fuerza, ya que la contracción es isométrica. La pendiente de la regresión lineal entre la fuerza resultante y el alargamiento del tendón se consideró como el índice de la rigidez del tendón de Aquiles (Kubo et al., 2002b, Figura 26).

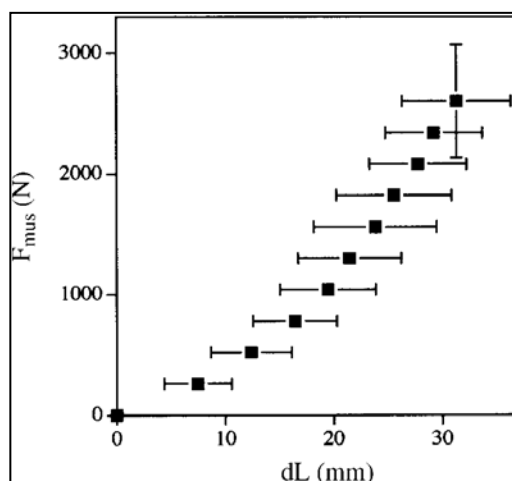


Figura 26.- Curva relación entre la fuerza muscular (F_{mus}) y Longitud. Adaptado de “Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans”. K. Kubo, Y. Kawakami y T. Fukunaga. (1999) *Journal Applied of Physiology*, 87(6), 2090– 2096.

Para estimar la fuerza aplicada al tendón de Aquiles (Figura 27), se parte de la hipótesis que durante la contracción isométrica, el torque ejercido por los músculos extensores del tobillo entorno al centro del tobillo, presentan un estado de equilibrio entre las fuerzas (**estática: $\Sigma F = 0$**), se utilizó la medida de la fuerza ejercida por el pie sobre el dinamómetro (F_m), y las resultantes de las longitudes de los brazos de palanca tanto de potencia como de resistencia, (d_{TA}) y (d_m), respectivamente:

Partimos de la fórmula $F_m = C(TQ/MA)$, donde (TQ) = torque y (MA)= brazo de palanca y (C) una constante. (Fukunaga et al., 1996, citada por Mahieu et al., 2008)

Aplicándola a nuestro caso específico, donde se igualan las fuerzas:

$$F_m \cdot d_m = F_{TA} \cdot d_{TA}$$

$$F_{TA} = C F_m \cdot d_m / d_{TA}$$

C = es la relativa contribución del área fisiológica de la sección transversal del Gastrocnemius, dentro de los músculos plantiflexores (18%) (Visser *et al.*, 1990, tomado de Kubo et al., 2002a).

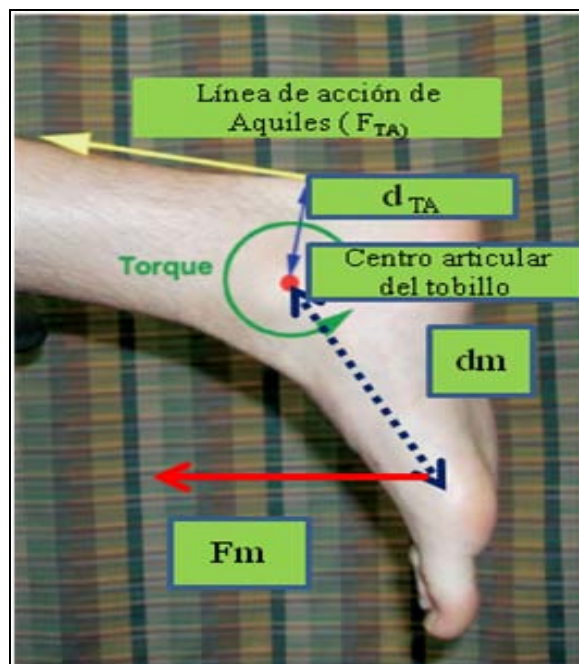


Figura 27. - Estimación de la fuerza del tendón, se obtuvo de dividir el resultado de la “K” por el torque de plantiflexión medido en el dinamómetro (F_m) y por el brazo de palanca de la fuerza muscular (d_m) sobre el brazo de palanca de la fuerza del tendón (d_{TA})

El desplazamiento de la unión mio-tendinosa, alargamiento del tendón, (Figura 28) se estimó a partir de la integración de los datos arrojados por las imágenes del ultrasonido, Telemed Echo Blaster EXT-1Z, sonda lineal HL9.0/40/128Z , Vilnius, Lituania y de los datos obtenidos de la captura de la posición y orientación de la sonda del ultrasonido en el sistema de coordenadas global, gracias a la captación de los tres marcadores colocados sobre la sonda, por el sistema Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK.

Estos datos fueron sincronizados con los datos de las imágenes del ultrasonido, por medio de una señal electrónica realizada sobre la sonda del ultrasonido, captada instantáneamente por el sistema estereofotogramétrico del Vicon. Posteriormente se determinó la posición de la imagen de ultrasonido en relación al sistema de coordenadas de la sonda, para poder finalmente ser proyectados al sistema de coordenadas global. El cambio entre la posición de reposo de la unión mio-tendinosa (marcador S2) y la posición final de la unión mio-tendinosa, fue tomado como el alargamiento de la unión mio-teninosa, utilizando los procedimiento descritos por Lichtwark and Wilson, 2005.

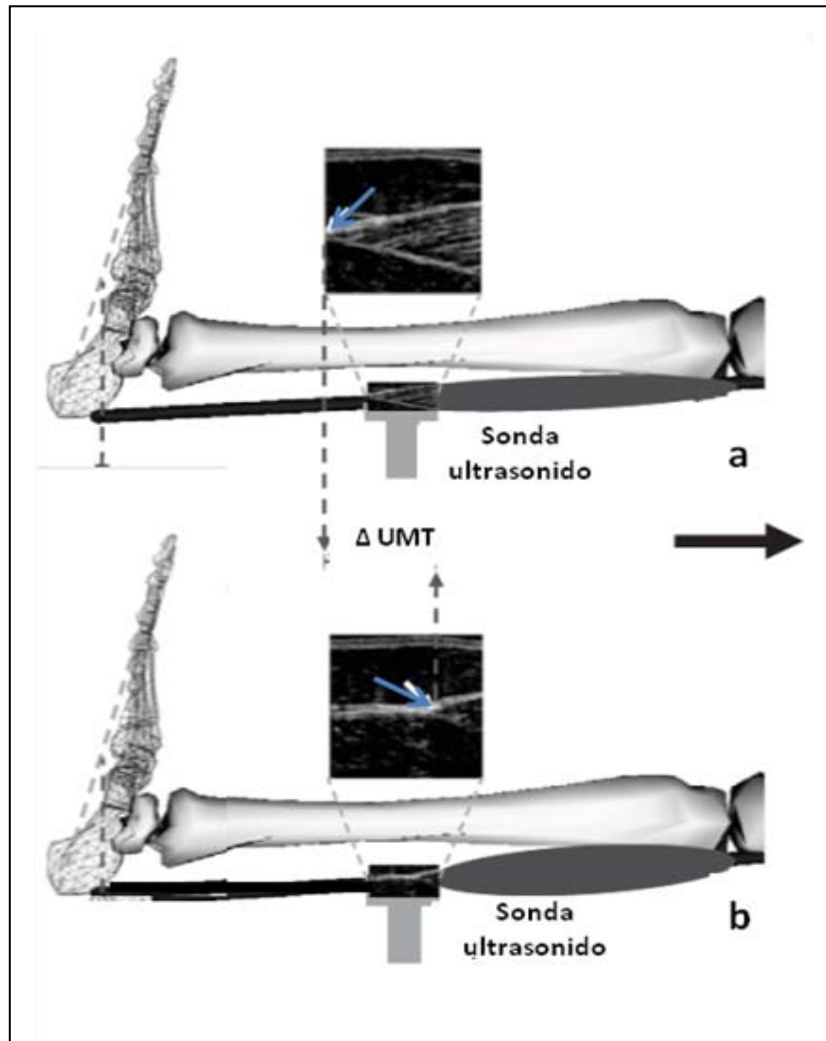


Figura 28.- Ilustración esquemática del desplazamiento del tendón a. Posición de reposo de la unión mio- tendinosa (UMT). b. Posición de la UMT en contracción voluntaria isométrica máxima. Flechas azules señalan el desplazamiento de la UMT. Modificado de Fath F, Blazevich AJ, Waugh CM, Miller SC, Korff T. (2010). Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans. *Journal Applied of Physiology*, 109, 1647.

Todos los procesos anteriores se resumen en el siguiente gráfico, Figura 29:

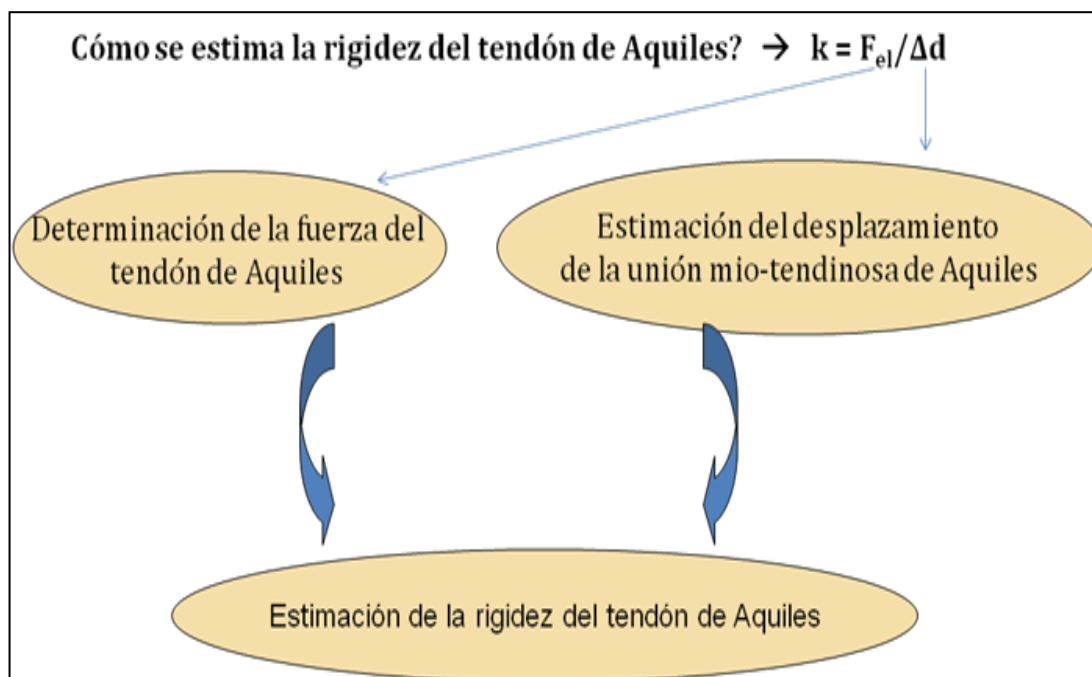


Figura 29. -Esquema del proceso del experimento: llevado a cabo para estimar la rigidez del tendón de Aquiles, como resultado de la integración entre datos de la estereofotogrametría, encargada de la captura de los datos necesarios para estimar el centro de rotación y los brazos de palanca; con el dinamómetro que midió la fuerza isométrica del Gastrocnemio y con la sincronización de los datos emanados de las imágenes del ultrasonido y de las capturas del Vicon se registró el desplazamiento de la unión mio-tendinosa del Aquiles.

2.3.2.1. Captura de datos

2.3.2.1.1. Equipo utilizado y su ubicación en el laboratorio

- Sistema estero-fotogramétrico VICON® - hardware (MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK,; se utilizó para los procedimientos de captura y procesamiento de datos. Está compuesto por un sistema hardware (MX1.3 + ultranet MX) y un software (Nexus) (Figura 30).

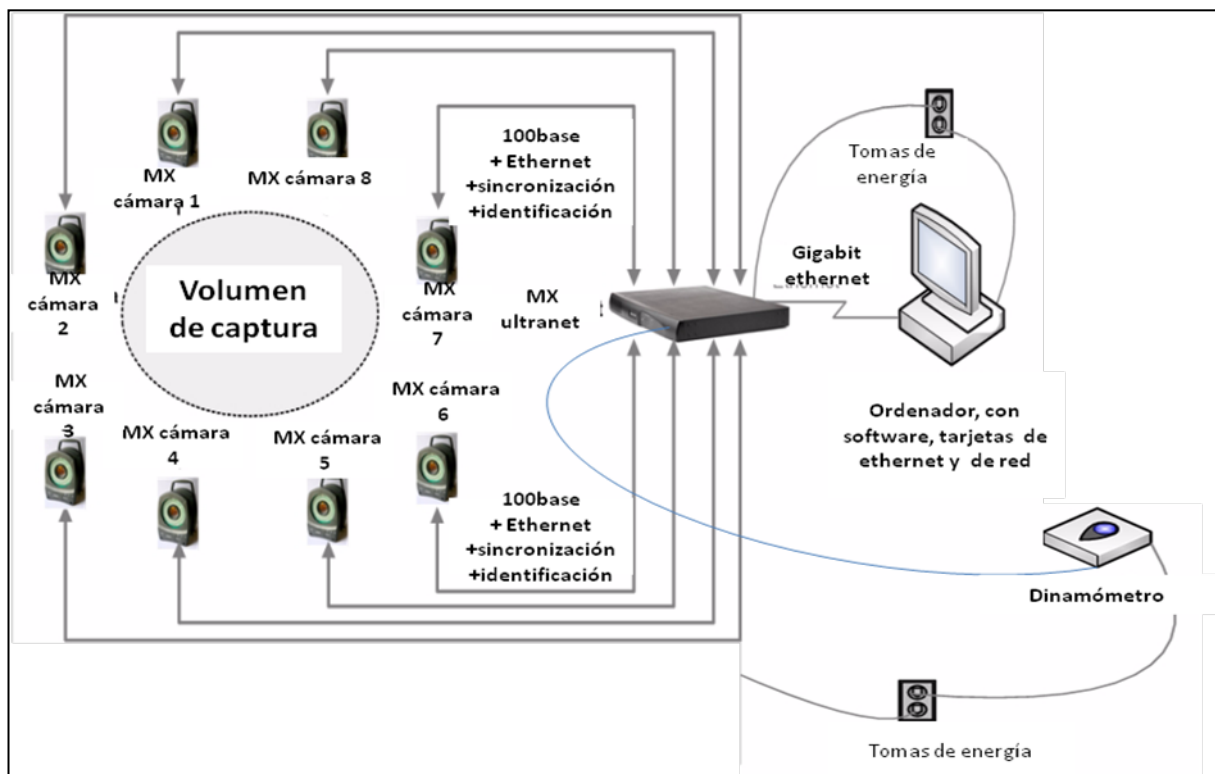


Figura 30.- Esquema del sistema de fotogramétrico utilizado: Vicon MX13 equipado con 8 cámaras, conectadas a una unidad MX ultranet, la cual a su vez se comunica con un ordenador equipado con todas los software y tarjetas necesarias para la realización de los diferentes procesos. Adicionalmente tiene la opción de poderse conectar otros dispositivos en este caso el dinamómetro.

La estructura electrónica computerizada, hardware (MX1.3 + ultranet MX), está conectado al switch de la red, al ultranet MX 1 y 2, al control MX, al dinamómetro (para medir la fuerza generada por el individuo, mientras son captados los marcadores del sujeto, al mismo tiempo por las cámaras), al ordenador y conectado a las cámaras de video, Figura 31.



Figura 31. -Hardware (MX1.3 + ultranet MX) con sus componentes: Ultranet MX 1 y2 y el control MX, del Vicon

El sistema lógico que ordenaba, el software, posee cuatro menús principales: Menú Superior, menú resources (recursos), menú central y menú tools (herramientas) y un menú secundario de propiedades que pueden ser libremente redimensionados, seleccionando e arrastrado libremente a la línea trazada que define las márgenes de cada menú. (Figura 32).

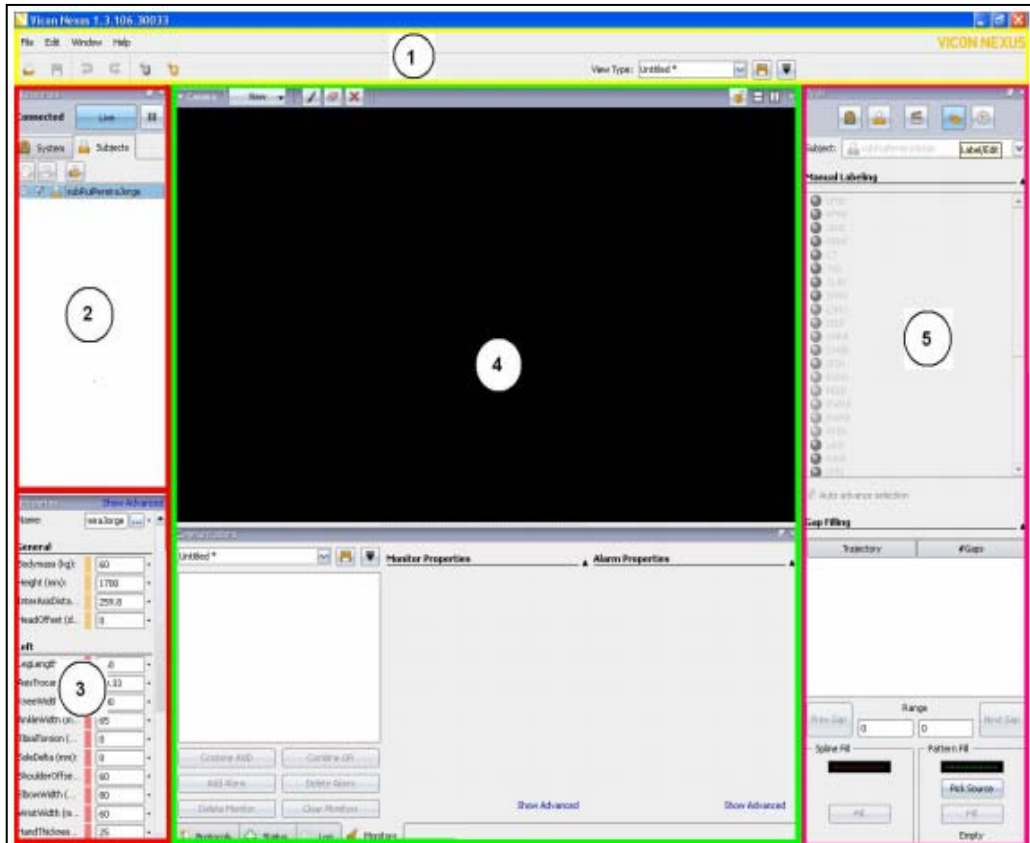


Figura 32.- Contexto de trabajo de Nexus abierto en la pantalla de Windows: compuesto por: menú superior (1), menú resources (2), menú central (4) y menú tools (5) y propiedades (3).

Ecógrafo de ultrasonido, Teleded Echo Blaster EXT-1Z, sonda lineal HL9.0/40/128Z , Vilnius, Lituania,

Cuenta con un transductor de 128 elementos, con una sonda con un método de barrido lineal, con una frecuencia central de 7.5 MHz, y un campo visual de 40mm. Se utilizó el modo B o Bidimensional = modo de brillantez modulada, que produce una señal bidimensional en tiempo real que representa un corte transversal del área estudiada, específica para explorar el sistema músculo esquelético (figura 33).

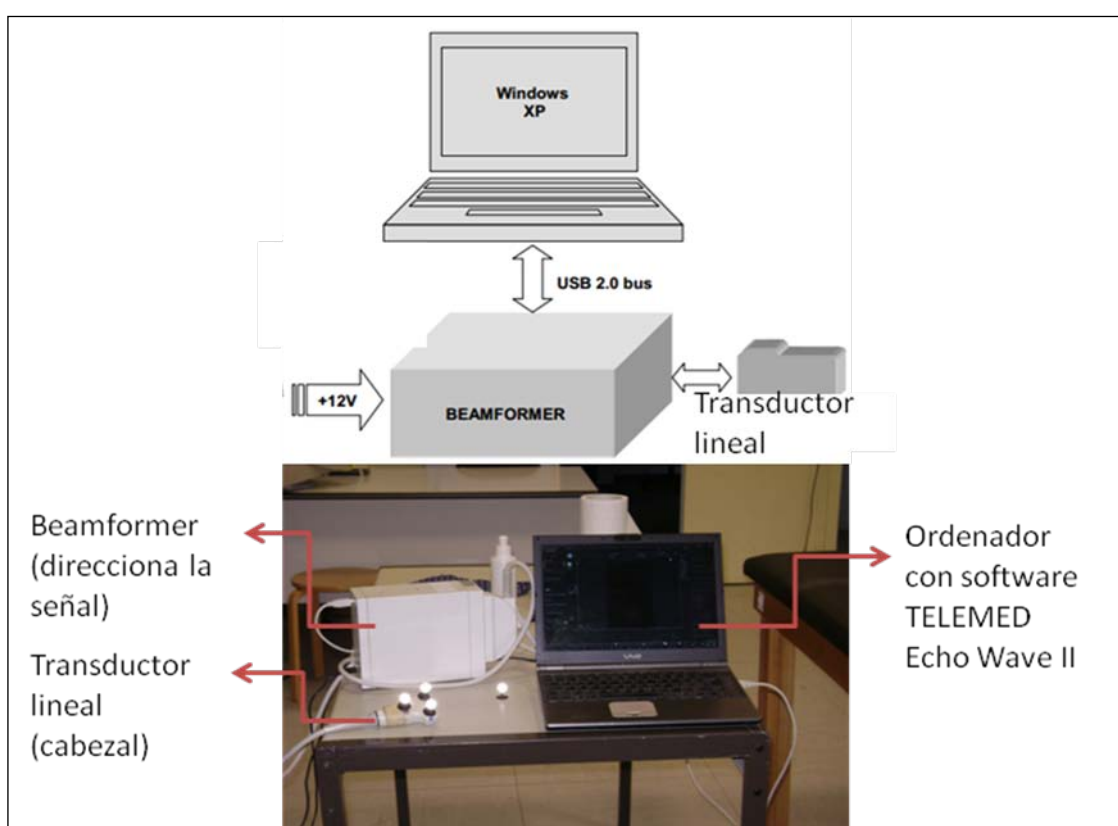


Figura 33.- Ecógrafo de ultrasonido (Teleded Echo Blaster EXT-1Z, sonda lineal HL9.0/40/128Z ultrasonido), compuesto por un beamformer (formador de rayo), conectado al transductor (sonda), el cual a su vez se comunica con un ordenador equipado con todos los programas necesarios para la realización de los diferentes procesos.

Las imágenes son transmitidas por vía USB a un PC, grabadas a 15 fotogramas por segundo, que se guardan en un archivo de video, para ser analizados posteriormente.

- **Dinamómetro:** Bertec Inc., Columbus, OH El dinamómetro es una celda de carga con 6 componentes, que fue empotrado y adaptado a la camilla de fisioterapia, y se le adaptó un apoya pie en madera fuerte, con la forma del pie, para facilitar la colocación de toda la planta del pie de una manera firme (figura 34).

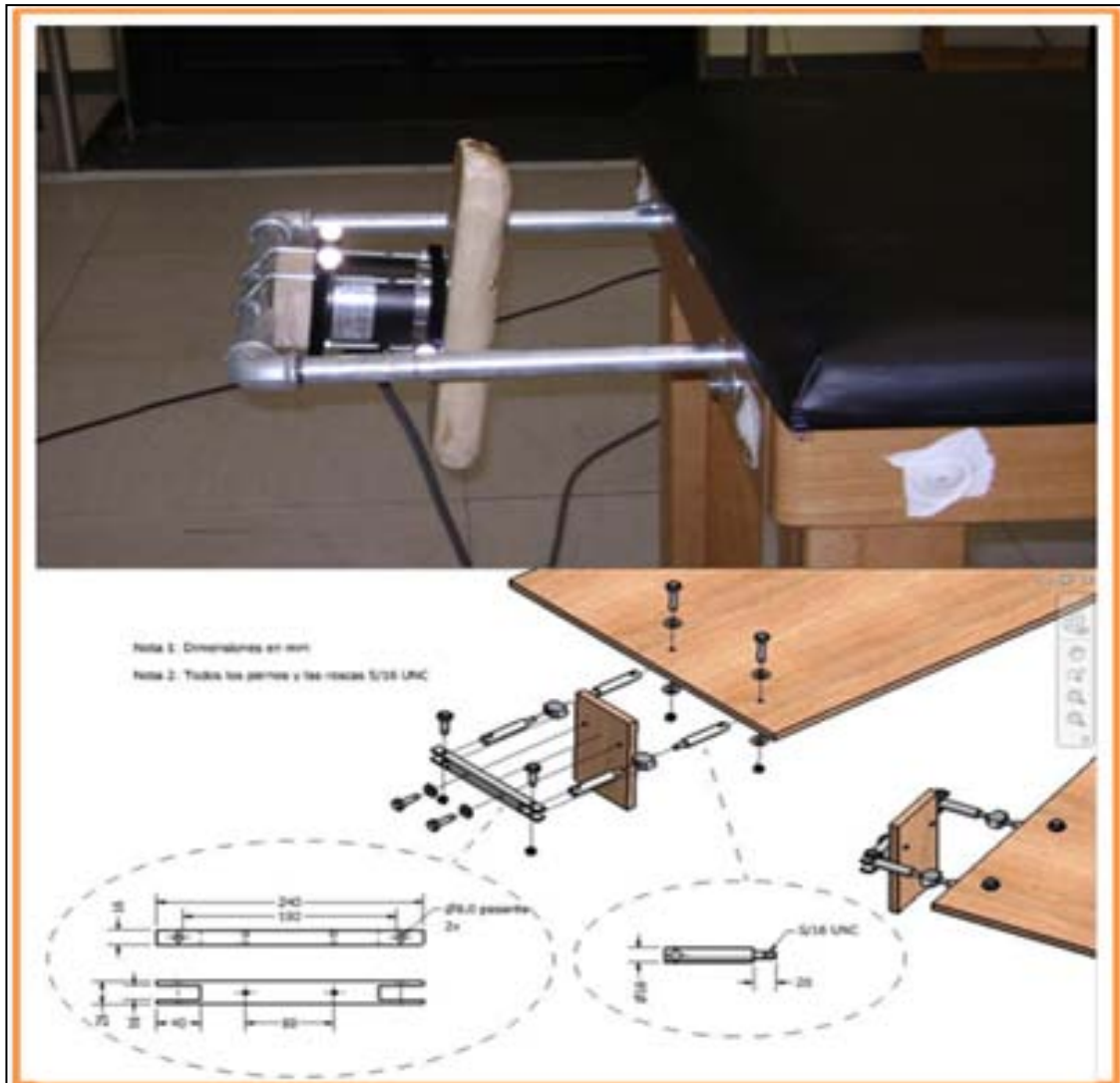


Figura 34. - Diseño de la ubicación del dinamómetro (celda de carga con 6 componentes, Bertec Inc) en la camilla de fisioterapia, para la medición de la fuerza isométrica del Gastrocnemio en posición prona. Diseño del grupo de Biomecánica de la Universidad del Valle de Cali- Colombia.

En la figura 35 se presenta la ubicación del material utilizado en el Laboratorio de la Universidad “Foro Itálico” de Roma:



Figura 35.- Ubicación del equipo y de las cámaras de acuerdo al volumen a capturar, en el laboratorio de biomecánica de la Universidad Foro Itálico (Roma), donde se realizó el experimento. Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK, se observan las 8 cámaras, ubicadas rodeando el volumen a capturar (línea discontinua) en este caso toda la camilla, que es el sitio donde se ubica el sujeto que va a ser medido. El triángulo blanco señala donde se ubicó la placa para ajustar el origen del volumen a capturar. El dinamómetro se encuentra empotrado al final de la camilla y el escáner de ultrasonido se encuentra al lado de la camilla sobre una mesa adicional.

2.3.2.1.2. Calibración de la posición de las cámaras y ajuste del origen del volumen

La calibración de la posición de las cámaras y el ajuste del origen del volumen se requiere para la medición precisa de la posición de cada marcador y para una correcta reconstrucción en 3D de este. Antes de realizar el calibrado es necesario enmascarar todos los reflejos que el sistema identifique como marcas pero que realmente no lo son y que puede causar interferencias. La calibración del sistema completo se logra mediante la realización de dos adquisiciones dentro del volumen de trabajo:

- Calibración de cámaras: la primera adquisición es la captura del movimiento de una vara de calibración (Figura 36a), que sistemáticamente se extendió por todo el volumen de trabajo (figura 36b) y que se utiliza para estimar el modelo óptico de las cámaras, su exacta posición en el espacio y el tamaño del volumen de trabajo; se requieren hasta dos minutos o más, dependiendo del espacio a ser calibrada.



Figura 36.- Vara de calibración con 3 marcadores (390mm) y simulación de los movimientos que se realizaron para recorrer todo el volumen de captura con la vara de calibración.

-Ajuste del origen: la segunda adquisición toma una instantánea de un marco de referencia, en este caso un triángulo de metal (figura 37) que se ubica en el centro del volumen de captura en este caso se colocó en un ángulo de la camilla, que establece el origen del sistema de coordenadas del volumen a analizar.. Esta será la posición (0,0,0) y la dirección de X, Y, y Z para ser utilizado durante la grabación de los datos.



Figura 37.- Triángulo (de metal) (L-25mm), señalizador del origen (centro) del volumen a capturar: dotado de marcadores reflectantes.

El algoritmo de calibración toma los datos de las dos secuencias y calcula los parámetros de calibración. Todo el procedimiento lo realizó la misma persona. Tras los procedimientos descritos y definido el espacio a analizar, en este momento (figura 38), ya se tiene el sistema Vicon MX listo para usar y por lo tanto ya se puede colocar los objetos a identificar (los marcadores ubicados sobre los sujetos y objetos necesarios).

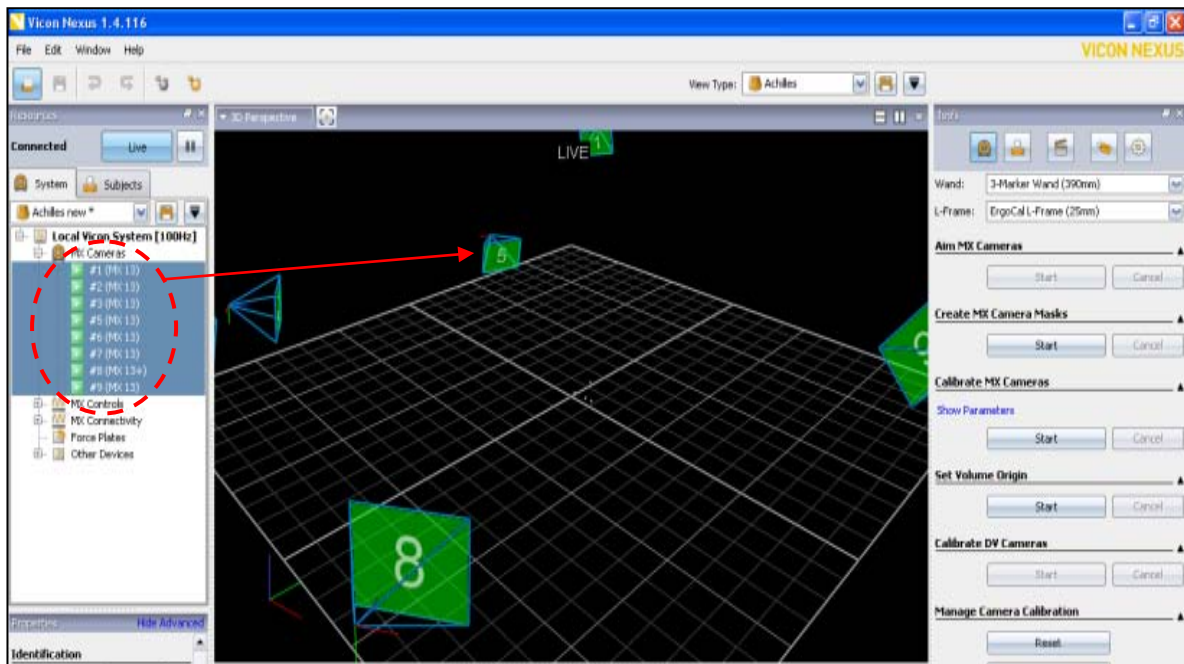


Figura 38. -Interfaz de Nexus (Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (Nexus, Oxford, UK)- calibración de las cámaras: donde se observan en el lado derecho el menú de herramientas, dedicado a la configuración y calibración de las cámaras y manejo de objetos(DV); en la parte izquierda el menú de recursos, presenta todas las alternativas para los sistemas utilizados (ej. las 8 cámaras desplegadas) y los sujetos y en la ventana del centro se representa la imagen que muestra las cámaras ya calibradas y organizadas alrededor del origen del volumen de captura (flecha blanca muestra la representación en la interface de una de las cámaras).

Adicionalmente se calibró el dinamómetro, probándose el funcionamiento del mismo, con una presión sobre el dinamómetro, que es registrada por Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK y representada por la gráfica de la ventana inferior de la interface (figura 39).

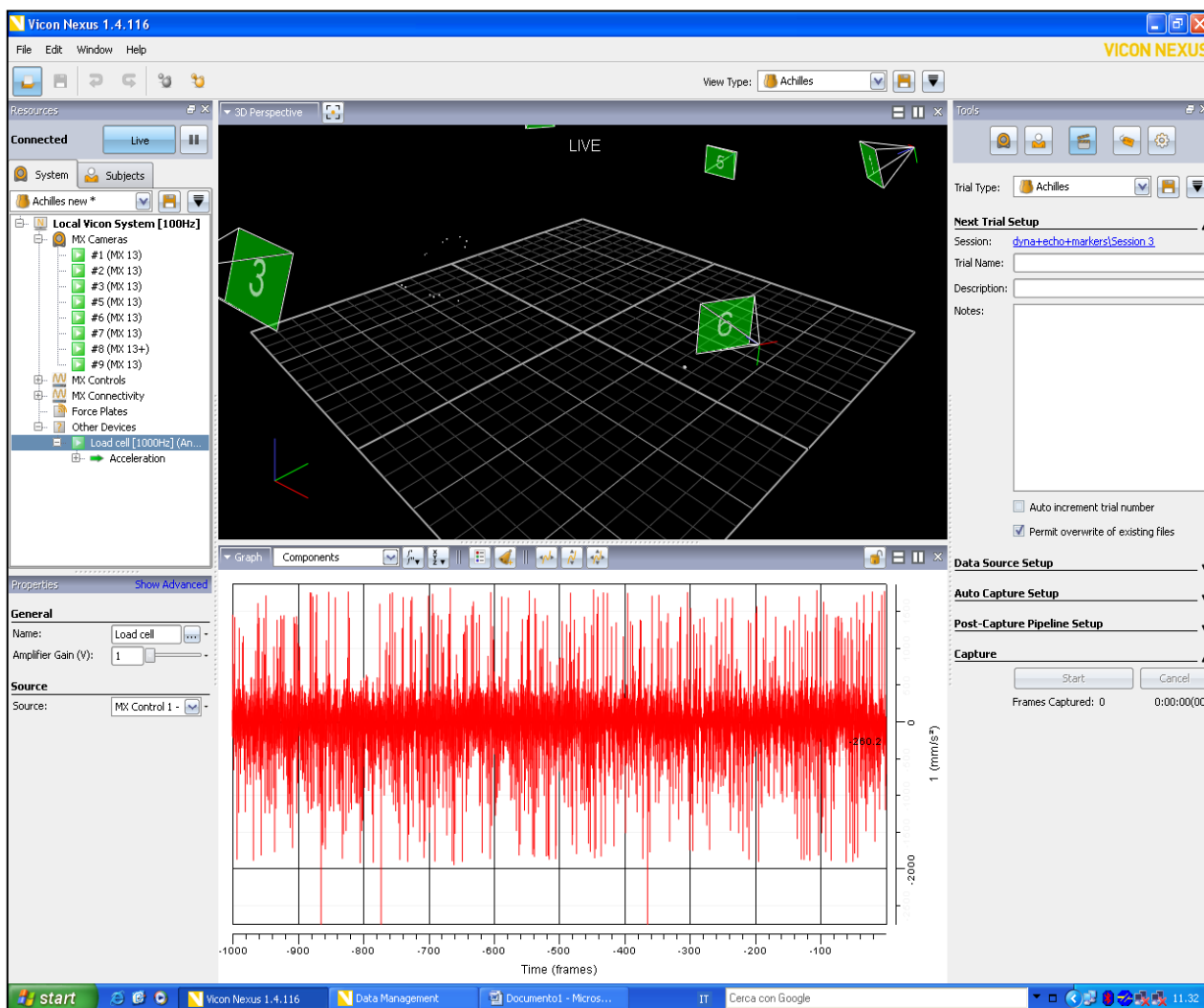


Figura 39.- Interfaz de Nexus (Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), Oxford, UK) -Calibración del dinamómetro: donde desde el panel de recursos se realiza el proceso de calibrado y creación de cada objeto, en este caso del dinamómetro, representando su funcionamiento en la gráfica de la ventana de la pantalla, en la parte de abajo (círculo).

2.3.2.1.3. Posición de los marcadores:

- Sobre el sujeto

Siguiendo los lineamientos de la Sociedad Internacional de Biomecánica. (Wu et al., 2003), se escogieron los siguientes marcadores, para ser ubicados 6 en la pierna y 4 sobre el Calcáneo (figura 40 y tabla 5). Adicionalmente se utilizaron 6 marcadores virtuales, que no podían colocarse sobre el sujeto porque interferían en el proceso y serán nombrados más adelante, cuando se realice su captura por el sistema de fotogrametría.

Tabla 5.- Marcadores y la descripción de la ubicación, definido por la Sociedad Internacional de Biomecánica. Tomada de Wu et al., 2003. * Posiciones menos afectados por la deformación de la pierna durante la contracción del músculo Gastrocnemio.

Marcador	Localización
HF	Cabeza de la fíbula
S1	Punto opuesto a la cabeza de la fíbula
S2	Lateral al origen del tendón de Aquiles(se describirá adelante)
S3 YS4	A cada lado del tendón de Aquiles por encima de los maléolos*
Lm	Maléolo lateral
F1,F2,F3,F4	Sobre el Calcáneo formando una cruz

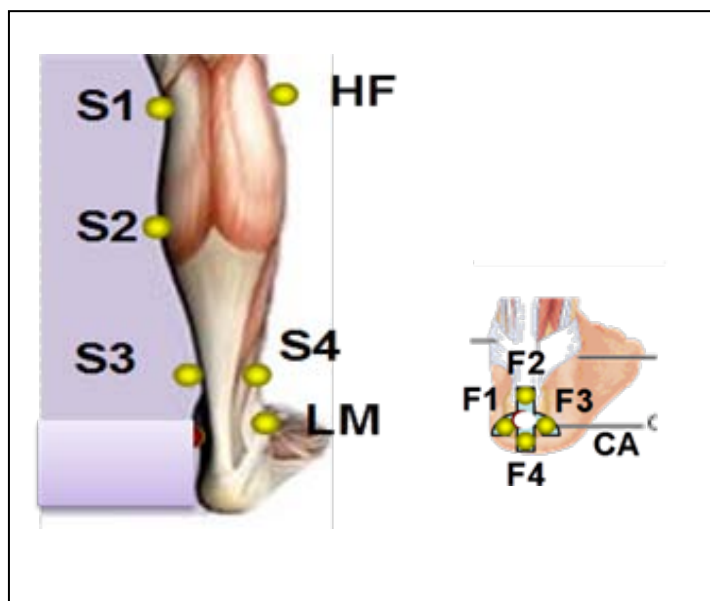


Figura 40.- Ubicación de los marcadores (puntos amarillos) en los puntos anatómicos definidos en el modelo requerido, para la captura.

Ubicación del marcador S2 (unión mio-tendinosa de Aquiles): marcador clave que señala la posición de la unión mio-tendinosa. Es el único marcador que se ubica realizando una exploración con la sonda del ultrasonido. Con el sujeto en posición prona con las articulaciones de las caderas, las rodillas en extensión y el tobillo elegido en posición neutra sobre el apoyapiés. Para encontrar el origen del tendón de Aquiles, el cabezal de la sonda de barrido se desplazó longitudinalmente a lo largo del tendón hacia la cabeza medial del Gastrocnemio, identificando las dos regiones, medial y lateral. El punto medio entre los dos límites fue marcado en la piel, como el origen del tendón.

- Sobre los instrumentos:

Para el análisis de los datos era necesaria la ubicación de los instrumentos utilizados, dentro del sistema de referencia global, tanto para el dinamómetro, como el ultrasonido.

- *Dinamómetro*: se ubicaron tres marcadores sobre el dinamómetro: uno, sobre cada extremo del lado superior de la celda de carga, y un tercero en el extremo inferior del lado derecho de la celda de carga, para controlar el movimiento

relativo con respecto al pie y para definir la línea de aplicación de la fuerza(figura 41).

- *Cabecal de la sonda:* se colocaron tres marcadores, en uno de sus lados plano: dos sobre la base a lo largo del eje de desplazamiento y uno en el vértice del formado un triángulo, perpendicular y en el centro a la línea que une los otros dos marcadores, para determinar la posición y la orientación de la sonda en el sistema de coordenadas global durante el momento de la sincronización el análisis del movimiento y así posteriormente determinar la posición de la imagen de ultrasonido en relación al sistema de coordenadas de la sonda, para poder finalmente ser proyectados al sistema de coordenadas global

2.3.2.1.4. Creación de la base de datos

Cuando ya se tiene preparado los sujetos y objetos a capturar, se crea una carpeta de base de datos en la ficha “gestión de datos” del software de Nexus para poner las sesiones de captura (Nexus es un programa en tiempo real), de forma automática, lo que permite que se puede comprobar la calidad de sus datos, almacenar los datos obtenidos y luego se pueden reproducir para comprobarlos.

2.3.2.1.5. Creación del modelo a analizar

Para poder analizar los datos capturados, es necesario realizar un primer ensayo o primera captura, con la cual se crea un modelo que servirá de guía para el posterior estudio de los datos adquiridos. Para ello se siguen los siguientes pasos, utilizando el menú herramientas (tools) del software de Nexus, (área derecha de la pantalla):

1. Captura de los objetos a estudiar
2. Reconstrucción del ensayo: visibilidad de los marcadores capturados en el espacio 3D(en la pantalla del ordenador)
3. Etiquetada de los marcadores de acuerdo a parámetros de modelos de investigaciones anteriores.

4. Creación de los objetos en Nexus para que identifiquen los marcadores que forman como un único objeto, en el espacio global. Se señalan todos los marcadores que formen los objetos a analizar, en este caso son tres: el primero formado por los diez marcadores ubicados en la pierna y pie del sujeto en posición estática, el segundo objeto compuesto por los tres marcadores ubicados sobre el dinamómetro y el tercer objeto, integrado por los tres marcadores ubicados sobre el cabezal del ultrasonido (figura 41).
5. Los datos se salvan y se exportan, como el modelo que se utilizará, más adelante para el etiquetado de los datos de todos los sujetos capturados. Cada objeto creado, se supone que es un cuerpo rígido y luego, con Matlab, se calcula la posición y orientación en el espacio de cada cuerpo rígido.

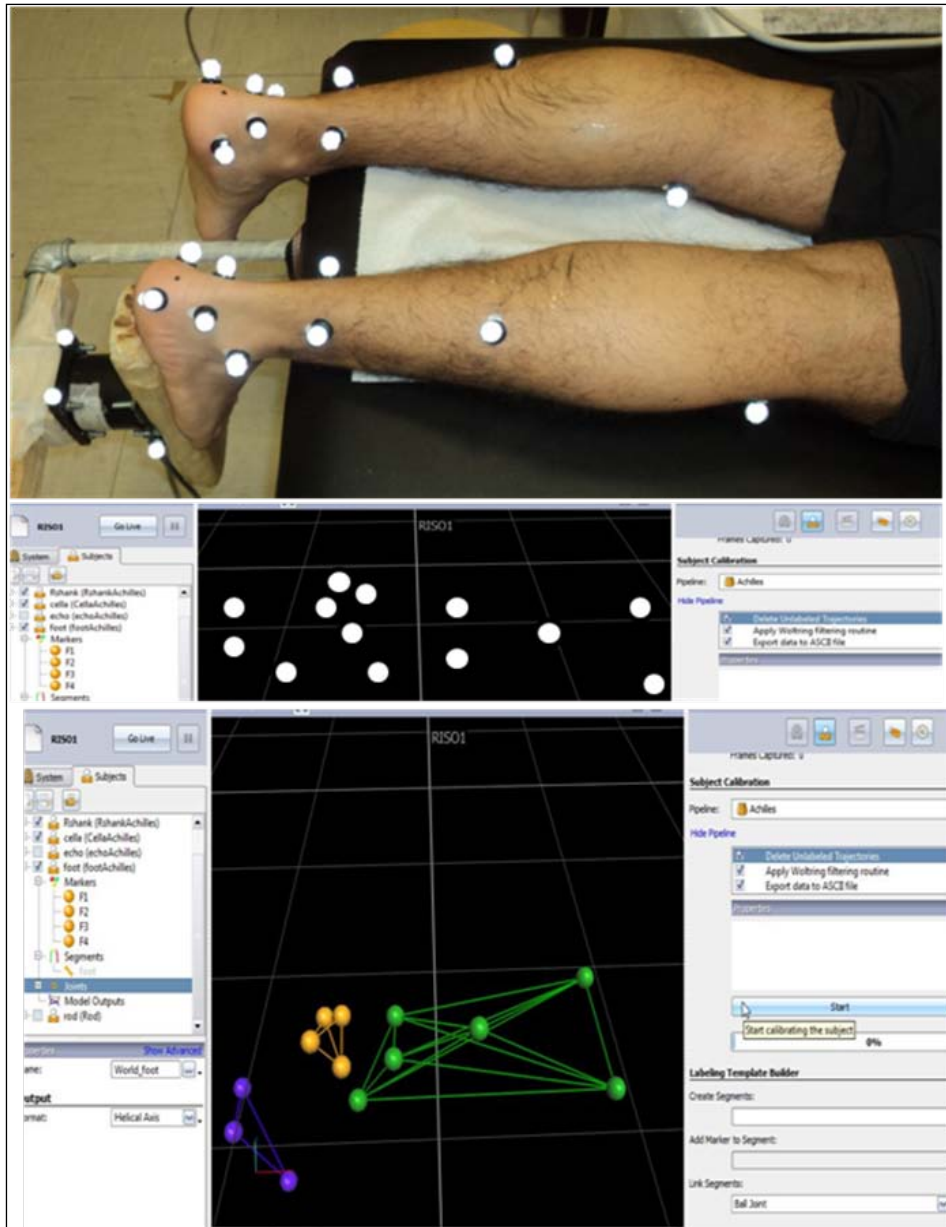


Figura 41.- Secuencia para la creación del modelo. Pasos: (a) En la imagen superior se encuentran los objetos a capturar, (b) en la imagen central está representada la reconstrucción de los marcadores captados por las cámaras y (c) la imagen inferior representa el modelo creado de los objetos, en este caso la pierna (puntos verdes), el pie (puntos amarillos) y el dinamómetro (puntos morados).

2.3.2.1.6. Capturas de datos específicos

Ya creado el modelo que va a servir de ejemplo para etiquetar los marcadores capturados, se prosigue a la captura de los datos de todos los sujetos. En este caso específico, fue necesario realizar unas capturas adicionales a la de los sujetos, para utilizar estos datos posteriormente en el cálculos de las variables resultantes, por ejemplo para determinar la fuerza del tendón, era necesario, además de los marcadores fijos capturados, otros marcadores que no podían ser colocados de manera fija por interferir en la medición, por ejemplo las cabezas de los metatarsianos I, II y V, el maléolo medial y la inserción del tendón, los cuales se señalaron con la vara de calibración (de tres marcadores) al tiempo que eran capturados por el sistema de cámaras.

1. Calibración anatómica:

Es la identificación de puntos de referencia anatómicos adicionales (marcadores “virtuales”), necesario para asociar adecuadamente los marcadores colocados en la piel de cada sujeto con el esqueleto de la misma. Además de los diez marcadores identificadas directamente sobre la piel (ya capturados anteriormente), los seis puntos adicionales fueron, señalados en cada individuo con la vara de calibración de tres marcadores, (debido que no se podían marcar de forma permanente como los anteriores porque interferían en la ejecución del movimiento): Tuberosidad tibial (TT), se ubica llevando la rodilla en flexión, Maléolo medial (MM), Calcáneo (CA) y Cabezas de los metatarsianos I (FM), II (SM) y V (VM) (definidos por la Sociedad Internacional de Biomecánica (Wu et al., 2002) (figura 42). Todas las identificaciones fueron realizadas por el mismo investigador.

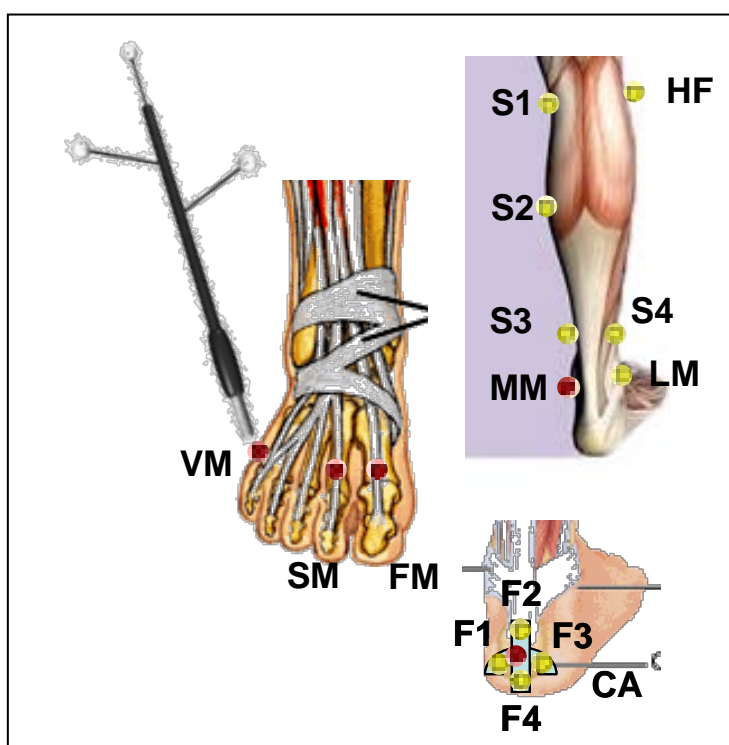


Figura 42. - Señalización de los marcadores “virtuales”: además de los 10 amarillos, colocados sobre la piel así:, 4 sobre el calcáneo y 6 en la pierna, distribuidos así: (cabeza del peroné, (HF), 3 en posiciones menos afectados por la deformación de la pierna durante la contracción del músculo Gastrocnemio, (S1, S3, S4) uno medial al origen del tendón de Aquiles, (S2) y sobre el maléolo lateral, (LM), y 6 son los marcadores “virtuales” (puntos rojos de referencia, calibrados): la varita representado a la izquierda se utiliza para realizar la calibración anatómica e identifica: el maléolo medial, (MM), tuberosidad tibial, (TT) (sobre la parte frontal de la pierna), el calcáneo, (CA) la primera, la segunda y la quinta cabezas de los metatarsianos, (FM, SM, y VM), respectivamente.

2. Capturas funcionales:

Adicionalmente fue necesario llevar a cabo unas capturas de movimientos realizados por el sujeto y por el investigador, para poder identificar referencias que se requerían para que con Matlab^(R) (V. 2011, The MathWorks, MA), se calcule el centro de rotación del tobillo, la línea de acción del tendón, el centro de presión del pie sobre el dinamómetro, entre otras.

* Realizadas por el sujeto:

- Identificación del centro de la articulación del tobillo.

Experimento: se le pidió al sujeto realizar tres rotaciones de tobillo.

-Identificar el eje de la articulación del tobillo.

Experimento: el sujeto realizó tres dorsiflexión y plantiflexiones continuos.

* Realizadas por el investigador:

- Determinación de la línea de acción de la fuerza a lo largo del tendón de Aquiles.

Experimento: el investigador desplazó la vara de calibración con tres marcadores desde la inserción del tendón hasta cinco cm proximales de la pierna, con el sujeto en prono.

3. Calibración de la ubicación del dinamómetro en el espacio global.

Experimento: desplazamiento de la vara de calibración sobre el lado superior y lateral (lado contrario donde está el 3° marcador) del dinamómetro y lado inferior del dinamómetro (calibración del dinamómetro), Figura 43.

- Estimar el punto de presión y ejes de la fuerza generada

Experimento: con la vara de calibración en la mano se realizó una presión con la mano sobre la parte superior, inferior, la parte izquierda, la parte derecha y el centro del apoyapies.



Figura 43.- Momento de la calibración del dinamómetro con la vara de calibración de tres marcadores: una persona ejecuta el desplazamiento de la vara de calibración sobre la parte superior e inferior del dinamómetro y otra persona hace la captura desde el ordenador con Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK, de la posición del dinamómetro y del desplazamiento de la vara. (Este procedimiento se realizó con cada que se captura un sujeto).

4. Calibración de la vara de calibración de tres marcadores

- Ubicación del centro de la base de la vara en el espacio global, con relación a los tres marcadores y así poder determinar su posición en los diferentes ensayos, en los cuales participa (ej. calibraciones de los puntos no marcados físicamente, como el maléolo medial).

Experimento: la base redonda de la vara metálica con tres marcadores fue ubicada en el centro del volumen global del laboratorio (espacio 3D), primero se giró en posición vertical los 360°, después se realizó el mismo giro pero en posición inclinada de la vara y con la punta en dirección a los cuatro puntos cardinales (calibración de la vara de tres marcadores).

5. Calibración de la sonda del ecógrafo

- Ubicación de la posición de la imagen del ecógrafo con relación al sistema de coordenada de la sonda del ecógrafo, para proyectar las medidas del plano de la imagen del escáner en el sistema de coordenadas global (3D).

Experimento: la punta de la vara de calibración (con 3 marcadores), se sumergió en posición inclinada con los marcadores por fuera, en un cubo de agua que fue escaneado por la sonda de ultrasonido. Ya que el metal es muy ecogénico, fue posible identificar con facilidad la punta de la varita, cuando está en el plano de la imagen y fue escaneado por la sonda del escáner (Lichtwark & Wilson, 2005).

- Estimación del movimiento que experimenta la sonda, cuando esta escaneando el desplazamiento del tendón (experimento 1 y 2)

Experimento1: captura de la posición de la sonda firme, en el centro de tres marcadores que forman un triángulo, sobre un plano en el espacio del laboratorio (determinación de la posición ortogonal de la sonda).

Experimento2: captura de la simulación del movimiento de la sonda: la sonda fue colocada, en el centro de tres marcadores que forman un triángulo y fue simulado el movimiento de la sonda sobre la pierna, cuando se posiciona para escanear el desplazamiento del tendón, al realizarse la contracción isométrica al 80 % de la máxima.

2.3.2.2. Medición del máximo momento fuerza del momento de plantiflexión

- *Posicionamiento del sujeto*

El sujeto se posicionó en decúbito prono con las articulaciones de las caderas y las rodillas en extensión y uno de los tobillos en posición neutra, fijado por medio de bandas al reposa-pies, para evitar su movimiento. El individuo fue asegurado a la camilla por medio un cinturón a nivel de la pelvis y dos bandas laterales fijadas al final de la camilla, para evitar el desplazamiento de la pelvis (figura 44).

- Contracción muscular isométrica:

Los participantes realizaron un calentamiento con tres contracción sub máxima con ~ 1 minuto de diferencia. Posteriormente realizaron dos contracciones voluntarias máximas isométricas (MVC), con 5 minutos de reposo entre cada una, que fueron registradas por el Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK., por el dinamómetro, que está conectado al Vicon (Figura 44).

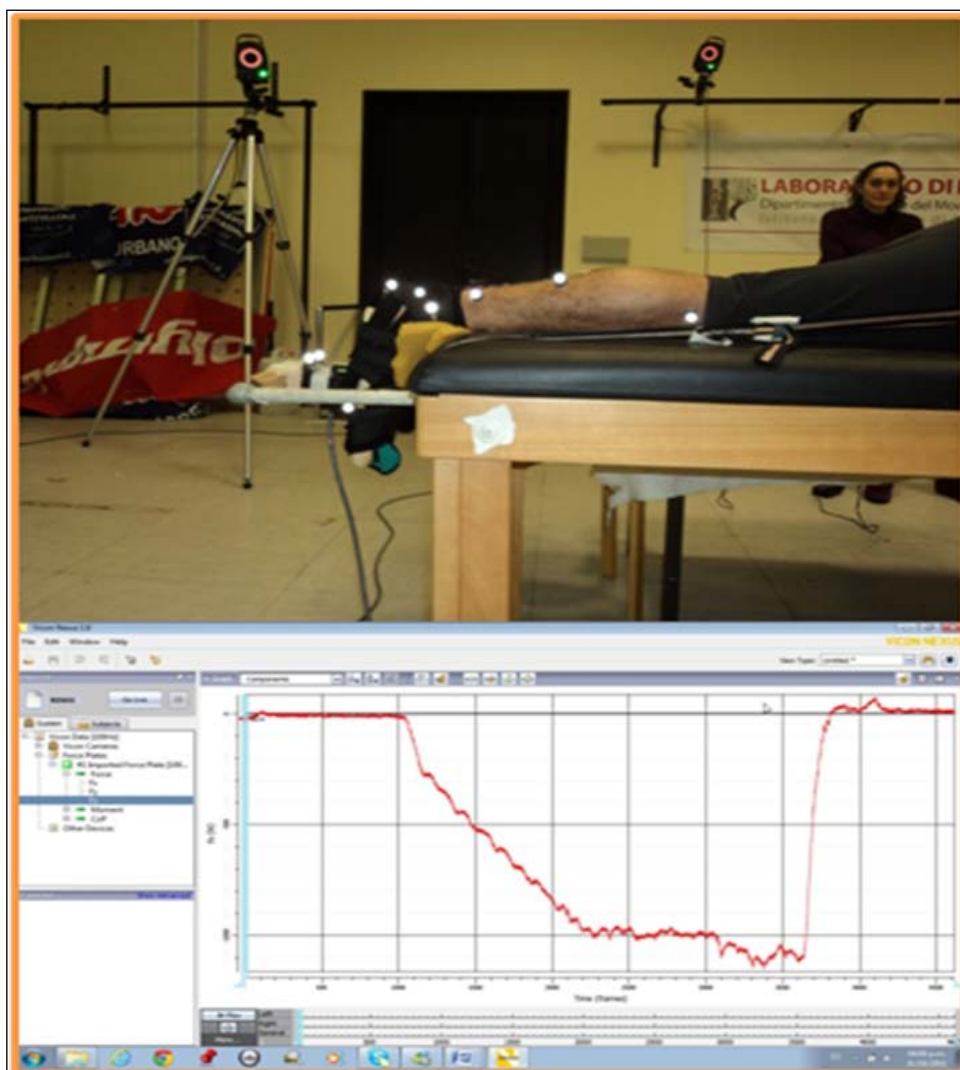


Figura 44.- Foto y gráfica de la fuerza isométrica voluntaria máxima generada por el sujeto sobre el dinamómetro: (a) foto del momento que el sujeto realiza la contracción isométrica máxima sobre el dinamómetro. (b) gráfica de la fuerza generada por la contracción isométrica máxima de los músculos extensores del tobillo, visualizada en la pantalla del ordenador.

Registro del desplazamiento de la unión mio- tendinosa”, basados en el método de Fukashiro et al. (1995), Figura 45:

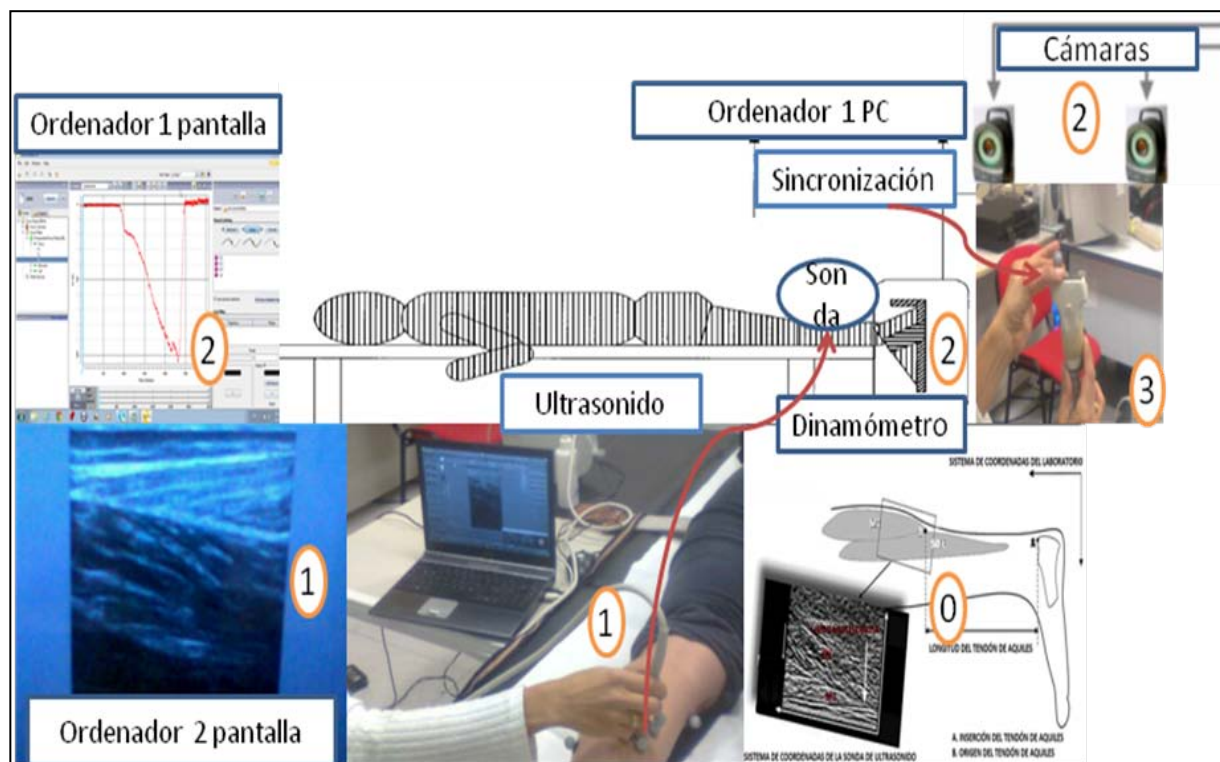


Figura 45.- Secuencia que se llevó a cabo para el seguimiento del origen del tendón de Aquiles (TA). **Punto 0:** ubicación con anterioridad del marcador que señala el origen del TA. **Punto 1:** Posicionamiento de la sonda del escáner sobre el origen del TA y visualización en la pantalla. **Punto 2:** desarrollo de la contracción isométrica al 80% de la CMV., con ayuda de la rampa de la pantalla del ordenador y al tiempo otro investigador accionaba el sistema de cámaras (Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK) para capturar el posicionamiento de todos los marcadores, mientras simultáneamente otro investigador escaneaba con la sonda el desplazamiento del origen del TA mientras el sujeto generaba la contracción isométrica siguiendo la rampa en la pantalla. **Punto 3:** sincronización: terminada la rampa, el sujeto relaja el músculo, el investigador levanta la sonda del escáner y con un marcador señala el inicio del transductor, momento que es registrado por el escáner y capturado por la cámaras del Vicon sincrónicamente.

2.3.2.3. Registro del desplazamiento de la unión mio-tendinosa (basados en el método de Fukashiro et al. (1995):

Posteriormente a las dos contracciones isométricas máximas y después de un reposo de 5 minutos, a los sujetos se les pidió desarrollar una rampa isométrico desde la relajación al 80% de la máxima contracción isométrica (MVC) (realizada anteriormente) en 8 segundos, para eliminar el efecto de condicionamiento, (Muramatsu et al., 2001) y la sostuvieron 2 segundos para estabilizar la deformación del tendón (Peltone et al., 2010). El sujeto siguió la rampa por retroalimentación visual (pantalla del video) de la fuerza ejercida sobre la celda de carga para efectuar correctamente el aumento de la carga progresiva hasta llegar al 80% de la MVC, y al tiempo con la sonda del ultrasonido se registraba el desplazamiento de la unión mio-tendinosa y mientras el sistema de cámaras del Vicon, capturaba la posición de todos los marcadores. Terminada la rampa, el sujeto relaja el músculo y el investigador levanta la sonda del ultrasonido y con un marcador señala el inicio del transductor, momento que fue registrado por el ultrasonido y capturado por el sistema de cámaras del Vicon (figura 46).

Este último procedimiento tenía como objetivo sincronizar el ultrasonido con el sistema de captura del Vicon® - hardware(MX1.3 + ultranet HD) y software (nexus), equipado con 8 cámaras, Oxford, UK. Este ensayo se repitió dos veces con ~ 3 minutos de reposo entre cada contracción.



Figura 46.- Proceso de sincronización entre el ultrasonido y el sistema fotogramétrico.

El pico de la fuerza del tendón debido a la coactivación de los dorsiflexores durante la CVM de los plantiflexores ha sido estimada <5% (Muramatsu et al., 2001;

Child et al., 2010), por tanto la actividad electromiográfica de los músculos de la pierna durante la CVM de plantiflexión no fue registrada, Figura 47.

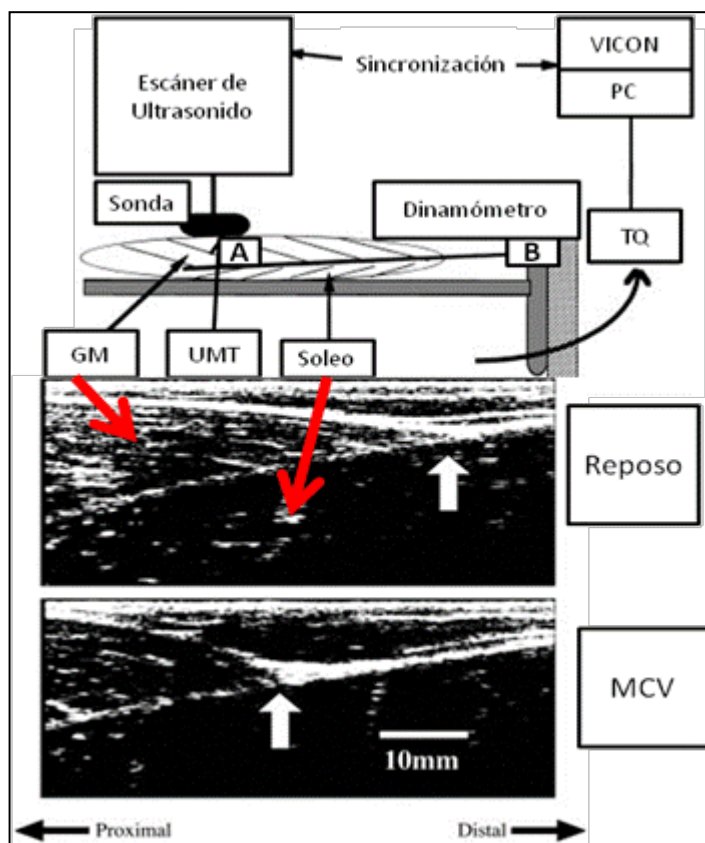


Figura 47.- Imagen del desplazamiento de la unión mio-tendinosa, durante la contracción isométrica:

Primero plano: esquema detallado del momento entre la realización de la contracción isométrica (TQ) (registrada por el dinamómetro y transmitida directamente al Vicon) y el desplazamiento de la unión mio-tendinosa (UMT). Segundo plano: fotos de las imágenes de ultrasonido, del desplazamiento de la unión mio-tendinosa en reposo (flecha blanca) y en máxima contracción isométrica (MCV). (GM) Gastrocnemio Medial y (A) Unión mio-tendinosa (B) inserción del tendón de Aquiles, (PC) ordenador (Tomadas de Muraoka, T., Muramatsu T, Fukunaga T, and Kanehisa H. 2005. Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. *J Appl Physiol* 99: 666).

2.3.3. Elaboración de datos

El procesamiento de datos se realizó con Matlab^(R) (V.2011, The MathWorks, MA, USA), herramienta interactiva basada en matrices para cálculos científicos y de ingeniería (de hecho, el término matlab procede de matrix laboratory). Desde el punto de vista del control, matlab se puede considerar un entorno matemático de simulación que puede utilizarse para modelar y analizar sistemas. Permite el estudio de sistemas continuos, discretos, lineales y no lineales, mediante descripción interna y externa, en el dominio temporal y frecuencial.

Matlab constituye un entorno abierto, para el cual numerosas paquetes específicos adicionales (toolboxes) han sido desarrollados. Estos paquetes específicos adicionales están constituidos por un conjunto de funciones que pueden ser llamadas desde el programa y mediante las cuales se pueden realizar multitud de operaciones. mientras que la estimación del desplazamiento del tendón se hizo con el software “Multimedia Tracker V.4.05. 2011, Davidson, USA”.

2.3.3.1. Cálculo de los brazos de palanca:

- Brazo de palanca de la fuerza ejercida por el tendón de Aquiles respecto al centro articular del tobillo(d_{TA}) La posición del centro articular del tobillo será estimado respecto a un sistema de referencia de la pierna construido utilizando los marcadores de la misma, mediante la creación de un punto virtual que corresponde a una aproximación del centro de rotación del tobillo. Este punto fue definido como la mitad de la distancia entre los maléolos lateral y medial, perpendicular al plano creado por los marcadores colocados en el quinto metatarsiano, el calcáneo y el maléolo lateral. Esto se corresponde con una posición a medio camino entre el maléolo lateral y medial (Kingma et al., 2007).

La distancia del centro del tobillo a la línea de acción de la fuerza a lo largo del tendón será determinada a partir de los datos obtenidos durante la calibración anatómica relativa a la determinación de la línea de acción de la fuerza a lo largo del tendón en el sistema de referencia de la pierna (línea directa desde el calcáneo a la posición proyectada de la unión músculo-tendón).

Los puntos de la calibración del brazo del momento (desplazamiento que se realizó con la varita de calibración desde el calcáneo hasta más o menos 5 cm por encima proximalmente) se proyecta al técnico de la pierna. Y este se proyecta al sistema de referencia global en la prueba de la contracción isométrica. Utilizando un algoritmo de puntos sucesivos, se define la distancia entre el centro articular y el tendón, Figura 48.

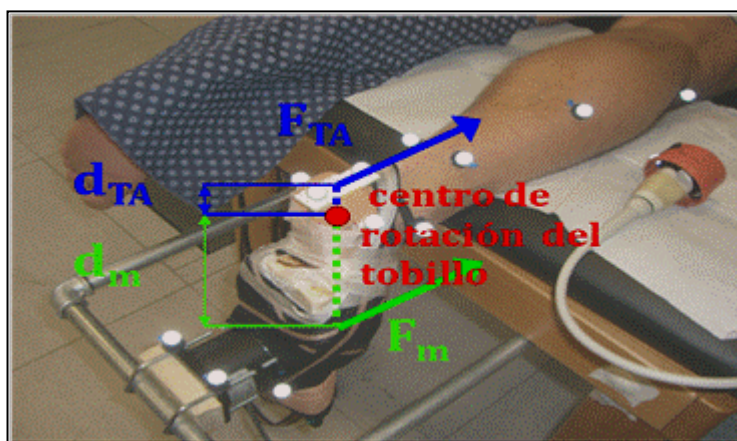


Figura 48.- Esquema de las fuerzas generadas alrededor del tobillo: fuerza ejercida por el pie sobre el dinamómetro (F_m) y por los músculos de la pantorrilla en el calcáneo a lo largo del tendón de Aquiles (F_{TA}), así como sus brazos de palanca del pie (d_m) y brazo de palanca del tendón (d_{TA}) con respecto al centro de la articulación del tobillo.

- Brazo de palanca de la fuerza ejercida por el pie sobre el dinamómetro respecto al centro articular del tobillo (d_m). La distancia del centro de la articulación del tobillo (estimada anteriormente) al sitio de presión del pie (cabeza del II metatarsino), donde se aplicó la fuerza, fue determinada a partir de los datos obtenidos durante la calibración anatómica relativa al sistema de referencia de la pierna y el pie y de las posiciones del dinamómetro y del pie (identificados durante la captura).

2.3.3.2. Cálculo de la fuerza aplicada al tendón de Aquiles

Para estimar la fuerza aplicada al tendón de Aquiles, se utilizó la medida de la fuerza ejercida por el pie sobre el dinamómetro (F_m), y las resultantes de las longitudes de los brazos de palanca calculados anteriormente (d_{TA}) y (d_m). Teniendo en cuenta que durante la contracción isométrica, el torque ejercido por los músculos de la pantorrilla entorno al centro del tobillo, $F_{TA} \cdot d_{TA}$, equilibra (**estática: $\Sigma M = 0$**) el torque generado por la fuerza del pie sobre el dinamómetro:

Partimos de la fórmula $F_m = C(TQ/MA)$, donde (TQ) = torque y (MA)= brazo de palanca y (C) una constante. (Fukunaga et al., 1996, citada por Mahieu et al., 2008)

Aplicándola a nuestro caso específico, donde se igualan las fuerzas:

$$F_m \cdot d_m = F_{TA} \cdot d_{TA}$$

$$F_{TA} = C F_m \cdot d_m / d_{TA}$$

Donde

F_m = la fuerza del pie ejercida sobre el dinamómetro)

F_{TA} = la fuerza del músculo Gastrocnemio sobre el calcáneo a lo largo del tendón de Aquiles

d_m = el brazo de palanca de la fuerza ejercida por el pie (punto de empuje) sobre el dinamómetro con respecto al centro de rotación del tobillo

d_{TA} = el brazo de palanca de la fuerza ejercida del músculo Tríceps Sural a lo largo del tendón de Aquiles (inserción) respecto al centro articular del tobillo

Donde “C” ($0,18 \pm 0,03$) es la contribución relativa del músculo Gastrocnemio (MG) a los músculos plantiflexores en términos de la relación entre el volumen muscular, y la longitud del brazo de palanca del músculo tríceps sural a 0 grados de la articulación del tobillo, que se estimó a partir de la Longitud de pierna de cada sujeto (MA) ($50,6 \pm 1,9$ mm), resumiendo “C” es la contribución relativa del área de sección transversal fisiológica del Gastrocnemio dentro de los músculos plantiflexores (18%) (Visser *et al.*, 1990, tomado de Kubo et al., 2002a).

2.3.3.3. Cálculo del desplazamiento del tendón

Con el fin de estimar el desplazamiento del tendón; la posición de la unión mio-tendinosa, que se desplaza proximalmente durante la contracción isométrica (señalado con marcador, punto A) y la inserción del tendón en el calcáneo (calibrado con vara de calibración, punto B), se representaron en el sistema de coordenadas global, gracias a la combinación de las imágenes del ultrasonido y las capturas de la estereofotogrametría (figura 48). La unión mio-tendinosa fue identificada por el ultrasonido en 2D y, en modo sincrónico, la posición y la orientación de la sonda (marcada con tres marcadores) fueron determinados por estereofotogrametría (Lichtwark and Wilson, 2005; Maganaris and Paul 2002).

Las imágenes tomadas por el ultrasonido del desplazamiento fueron grabadas por un software de Camtasia a una velocidad de 15 imágenes s^{-1} y se guarda como un archivo de vídeo avi y luego convertidos en versión Mp4 para su posterior análisis, con el software “multimedia tracker” (figura 49). La media de tres medidas fue usada para representar el desplazamiento del punto (A) (Mahieu et al., 2008).

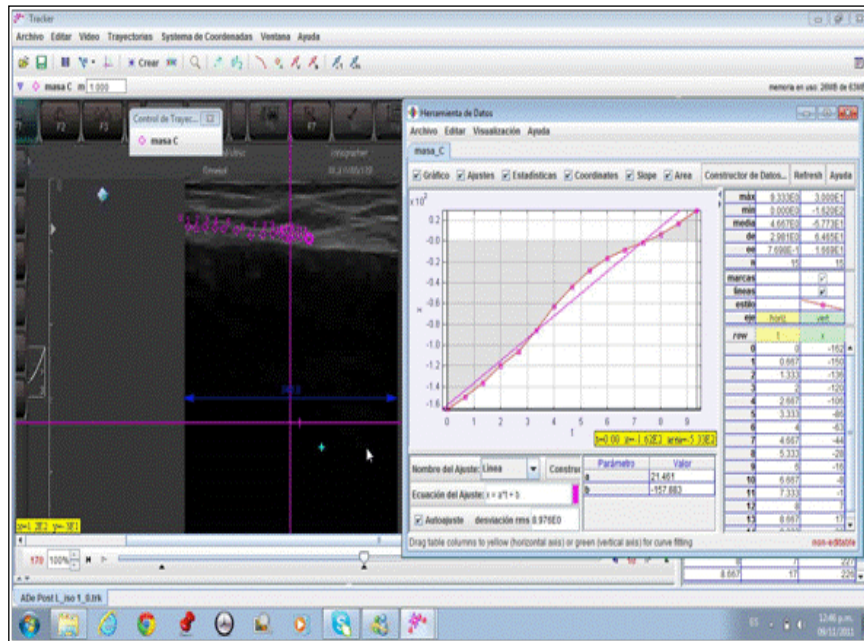


Figura 49.- Interfaz del software Tracker, con el cual se analizó los videos registrados por el ecógrafo. A la derecha la imagen del video con el señalamiento del recorrido del punto de la unión mio-tendinosa y a la izquierda la gráfica del recorrido y sus respectivos puntos de las coordenadas.

Para determinar la posición de la imagen del ultrasonido en relación con el sistema de coordenadas de la sonda para que las mediciones en el plano de la imagen del ultrasonido se puedan proyectar en el sistema de coordenadas del global (3D), primero se determinó la posición de la punta de la vara con los tres marcadores, en relación con los tres marcadores de la sonda, en el sistema coordenado global (3D), para ello se realizó la calibración de la vara de calibración con relación a la sonda (se sumergió la punta de la vara con tres marcadores en un cubo de cristal con agua que fue escaneado por la sonda del ultrasonido. Como el metal es muy ecogénico, fue posible identificar con facilidad el punto de la vara, cuando el plano de las imágenes estaba siendo escaneado por la sonda de ultrasonido. Los tres puntos (en relación con los ejes de la sonda) en el plano de la imagen se requirieron para trasladar los datos de las coordenadas en 2D de nuevo en el espacio 3D.

El promedio de coordenadas de tres esquinas de la imagen fueron elegidas para definir el plano de la imagen en relación con los tres marcadores, que definen el sistema de ejes de la sonda. (Lichtwark and Wilson, 2005).

Los puntos seguidos en la imagen de la ecografía en 2D, se integraron de nuevo en el sistema de referencia del laboratorio para obtener su posición 3D relativa al laboratorio. Para conseguirlo, primero, las coordenadas medidas en la imagen 2D se proyectaron en el sistema de ejes de sonda, la cual era fija con relación a la imagen y después estas coordenadas marcadas en 3D fueron incorporados en el marco de referencia de laboratorio. (Lichtwark and Wilson, 2005), Figura 50.

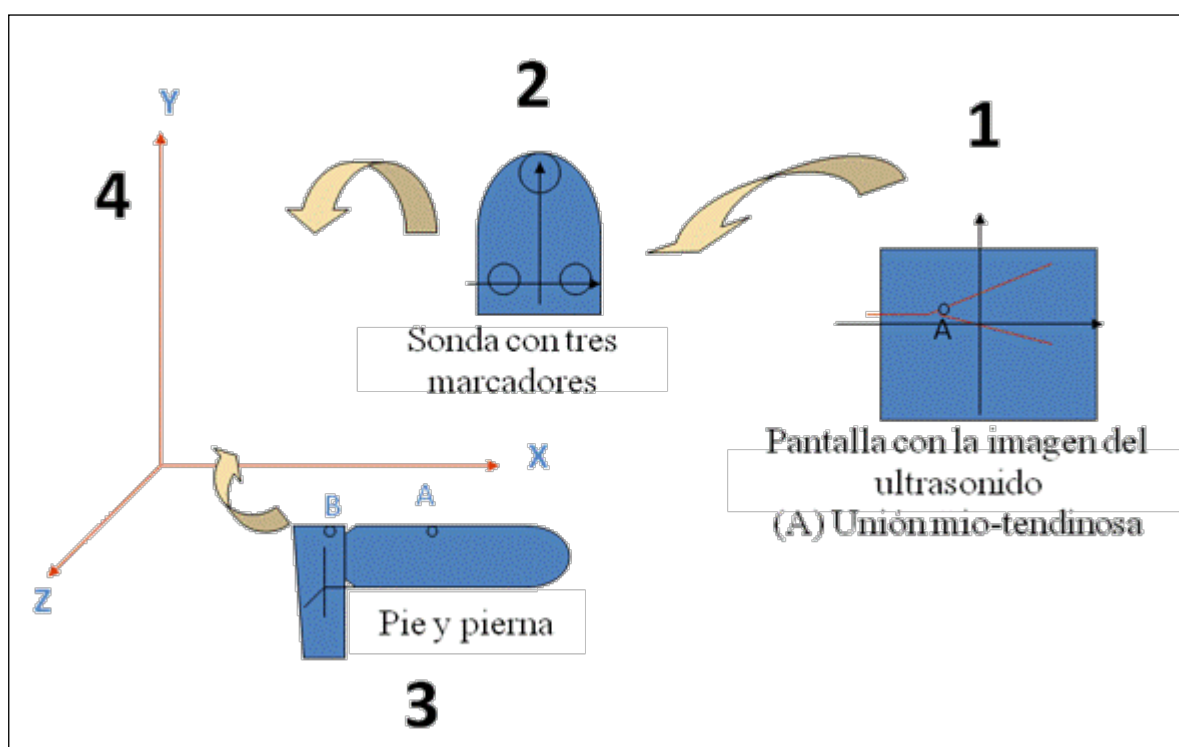


Figura 50.- Esquema del proceso para estimar el desplazamiento de la unión mio-tendinosa: combinando el sistema de ultrasonido y estero fotogramétrico proyectados en el sistema global de coordenadas. (1). El sistema de referencia de la imagen del ultrasonido. (2) El sistema de referencia técnico de tres marcadores sobre la sonda del ultrasonido. (3) El sistema técnico del pie con la inserción del calcáneo, el cual se proyecta al sistema de referencia global y se obtiene el punto B (4). El sistema de referencia global del laboratorio, con las tres coordenadas(X, Y y Z) al que se proyecta el punto A, que surge de los dos primeros pasos (1 y 2) y el punto B que surge del tercer paso(3).

2.3.3.4. Cálculo de la rigidez del tendón de Aquiles

Con los datos anteriores de la fuerza del tendón de Aquiles y el desplazamiento del tendón de Aquiles, se calcula, la rigidez (K), que es la relación entre:

$$K = F_m / \Delta L$$

Donde: ΔL es la estimación del desplazamiento del origen del tendón de Aquiles, F_m es la fuerza estimada del torque de plantiflexión generada durante la contracción isométrica máxima

La pendiente de la línea de regresión resultante de la relación entre la fuerza y el alargamiento del tendón del 50 % al 80% de la contracción voluntaria máxima, se considera como el índice de la rigidez del mismo (Kubo et al., 2002b).

2.4. Análisis estadístico:

Utilizando el paquete estadístico “R” versión 2.15.1 para Windows se realizó el siguiente procedimiento estadístico:

1. Determinación de la reproducibilidad de los datos: se aplicó el coeficiente de correlación intra-clase (CCI) entre las dos sesiones de prueba para las respectivas variables.
2. Análisis descriptivo de las observaciones para las variables fuerza, rigidez y alargamiento, evaluadas al realizar un pre-test y post-test sobre individuos que desarrollaron con una pierna ejercicio concéntrico y con la otra pierna ejercicio excéntrico. Se determina la media y desviación estándar.
3. Análisis exploratorio:
 - a. Univariado, con el fin de aproximar las distribuciones
 - b. Bivariado, con el fin de visualizar posibles relaciones entre diferencias (post-test – pre-test), para cada una de las variables observadas y entre pares de variables.

4. Análisis exploratorio de distribuciones de diferencias porcentuales con el fin de visualizar el comportamiento de los cambios proporcionales en cada variable, tanto para el grupo excéntrico como concéntrico.

Finalmente, se realizaron gráficos de dispersión y se calcularon coeficientes de correlación lineal de Pearson, con el objetivo de explorar posibles relaciones lineales entre pares de diferencias porcentuales, determinando su grado de intensidad y visualizando la dirección entre variables, si era positiva o negativa.

5. Análisis estadístico inferencial: Evaluación de la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones pre-test y post-test y entre los grupos concéntrico y excéntrico, se aplicaron pruebas paramétricas y no paramétricas como se describe a continuación:

- Se probó el supuesto de normalidad en las diferencias (post-test – pre-test) con la prueba Shapiro Wilk ($p > 0,05$); solamente la diferencia en el alargamiento del grupo excéntrico rechazó la hipótesis de normalidad.
- Para probar si existen diferencias significativas en este caso, donde se rechazó la hipótesis de normalidad, se utilizó la prueba no paramétrica de Wilcoxon, para muestras pareadas.
- Para probar si existen diferencias significativas en los demás casos se aplicó la prueba t-pareada para diferencia de medias.

RESULTADOS



**TERCERA PARTE:
RESULTADOS**

3.1.	Coeficiente de correlación intra-clase (CCI)	164
3.2.	Análisis descriptivo	165
3.3.	Análisis exploratorio	166
3.3.1.	Univariado	166
3.3.2.	Bivariado	168
3.4.	Análisis exploratorio de diferencias porcentuales	173
3.5.	Pruebas de hipótesis	175
3.5.1.	Prueba del supuesto de normalidad en las diferencias	175
3.5.2.	Prueba no paramétrica de igualdad de medias	176
3.5.3.	Pruebas paramétricas de igualdad de medias	176
3.6.	Relación lineal entre pares de variables	177

3. Resultados

En este capítulo se describen los resultados de cada uno de los procesos llevados a cabo en el análisis estadístico y están precedidos del motivo por el cual se aplica el método indicado.

Las cuatro primeras secciones describen en forma cuantitativa la muestra participante en el estudio en cuanto a las variables de interés para la investigación. La primera sección se refiere a la aplicación del coeficiente de correlación intra-clase (CCI); la segunda al análisis descriptivo de las observaciones por cada una de las variables medidas; la tercera el análisis exploratorio en dos instancias, primero a nivel univariado y luego a nivel bivariado y la cuarta el análisis exploratorio de distribuciones de diferencias porcentuales para cada variable.

La quinta sección muestra los resultados de la aplicación de pruebas de hipótesis requeridas para identificar posibles diferencias significativas debidas al desarrollo del programa de entrenamiento; primero representa la validación del supuesto de normalidad en las diferencias, y luego las pruebas de igualdad de medias, paramétricas y no paramétricas, según los resultados de la sección anterior.

Y la última sección presenta el análisis de la relación lineal entre pares de estas diferencias porcentuales.

3.1. Coeficiente de correlación intra-clase (CCI)

Se aplicó el coeficiente de correlación intra-clase (CCI), entre las dos sesiones de prueba para las respectivas variables, con el objetivo de determinar su reproducibilidad, a cada una de los pares de mediciones realizadas por variable, para determinar su confiabilidad. La Tabla 6 muestra la reproducibilidad inter-días de las tres variables estudiadas fuerza, alargamiento y rigidez. El coeficiente de correlación inter-clase varió de 0.88 a 0.98, para el grupo excéntrico y entre 0.93 y 0.98 para el grupo concéntrico.

Tabla 6.- Coeficiente de correlación intra-clase (CCI) entre las dos sesiones de prueba para las respectivas variables

Variables	ICC (95% CI)	
	Grupo excéntrico	Grupo concéntrico
FuerzaPre- test 1, Pre- test2	0.98 (0.96 - 0.99) *	0.98 (0.94 - 0.99) *
Fuerza - Post- test1, Pos-test2	0.95 (0.86 - 0.98) *	0.98 (0.95 - 0.99) *
Elongación - Pre- test1, Pre-test2	0.88 (0.71 - 0.96) *	0.93 (0.83 - 0.97) *
Elongación - Post- test1, Post-test2	0.98(0.94.- 0.99) *	0.97(0.93- 0.99) *
Rigidez - Pre- test1, Pre-test2	0.98 (0.94 - 0.99) *	0.97 (0.92 - 0.99) *
Rigidez - Post- test1, post-test 2	0.97 (0.93 - 0.99) *	0.98 (0.95 - 0.99) *

Notas: ICC 95%, * Significación con $P < 0.001$

En posteriores análisis para cada variable, se toma como el valor pre-test, para cada individuo, la media entre sus mediciones en la prueba 1 (Pre-test 1) y 2 (Pre-test 2). En forma análoga para el valor post-test.

3.2. Análisis descriptivo

Se ha aplicado un análisis descriptivo para las variables fuerza, rigidez y alargamiento, evaluadas al realizar un pre-test y un post-test sobre individuos que desarrollaron con una pierna ejercicio concéntrico y con la otra pierna ejercicio excéntrico. Se han determinado la media y desviación estándar (Tabla 7) evaluadas al realizar el pre-test y el post-test sobre individuos que realizaron ejercicios concéntricos y excéntricos.

Tabla 7.- Valores de la media y desviación estándar de las variables fuerza, alargamiento y rigidez,

Variable	Media	Desviación estándar
Fuerza (N) - Pre - concéntrica	339.41	91.86
Fuerza (N) - Post - concéntrica	355.02	93.06
Alargamiento (mm) - Pre- concéntrica	16.44	5.35
Alargamiento(mm) - Post - concéntrica	15.14	5.05
Rigidez(N/mm) - Pre - concéntrica	22.11	9.60
Rigidez (N/mm) - Post - concéntrica	24.58	9.02
Fuerza (N) - Pre - excéntrica	339.44	113.69
Fuerza (N) - Post - excéntrica	447.94	133.72
Alargamiento(mm) -Pre- excéntrica	11.58	3.23
Alargamiento (mm) - Post - excéntrica	18.38	5.24
Rigidez (N/mm) - Pre - excéntrica	29.76	11.75
Rigidez (N/mm) - Post- excéntrica	25.70	9.70

.Nota: (N) newtons y (mm) milímetros.

3.3. Análisis exploratorio.

3.3.1. Univariado, con el fin de aproximar las distribuciones

Los diagramas de caja que se presentan a continuación complementan el análisis descriptivo y permiten visualizar las distribuciones empíricas de las variables medidas en el grupo participante en el estudio

Fuerza

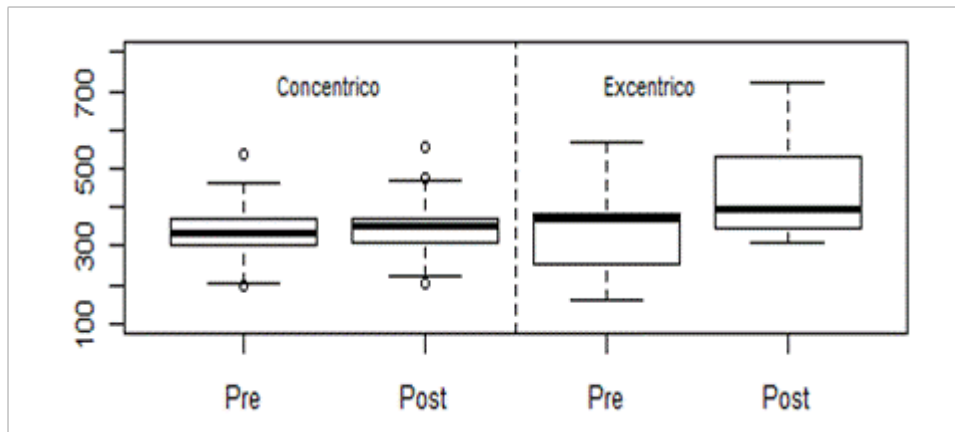


Figura 51.- Distribución de la fuerza promedio obtenida en las mediciones pre-test y post-test, por grupos.

En la figura 51, se observa que el grupo concéntrico tiene menor variabilidad y tiende a tomar valores similares, la fuerza post.test presenta un comportamiento similar a la fuerza pre-test; mientras que el grupo excéntrico muestra mayor variabilidad y tiende a tomar valores más altos, se observa un aumento de la fuerza en las mediciones post- test.

Alargamiento

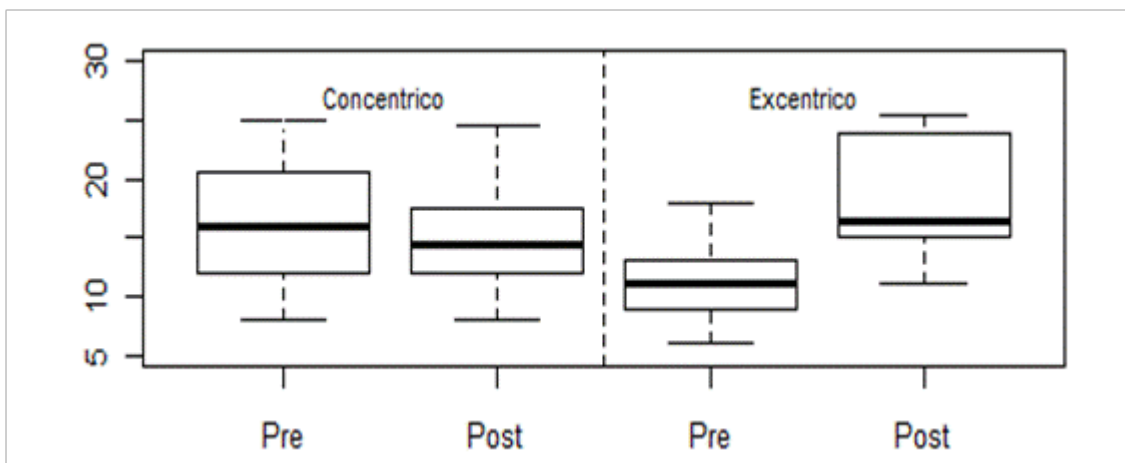


Figura 52.- Distribución del alargamiento promedio obtenido en las mediciones pre-test y post-test, por grupos.

En la figura 52, se observa que para el grupo concéntrico tiende a disminuir la elongación después de realizar los ejercicios concéntricos (post-test), además hay una pequeña disminución en la dispersión de estas medidas; mientras que en el grupo excéntrico se observa lo contrario, aumenta la elongación después de realizar los ejercicios excéntrico (post-test), con un aumento considerable también en la dispersión

Rigidez

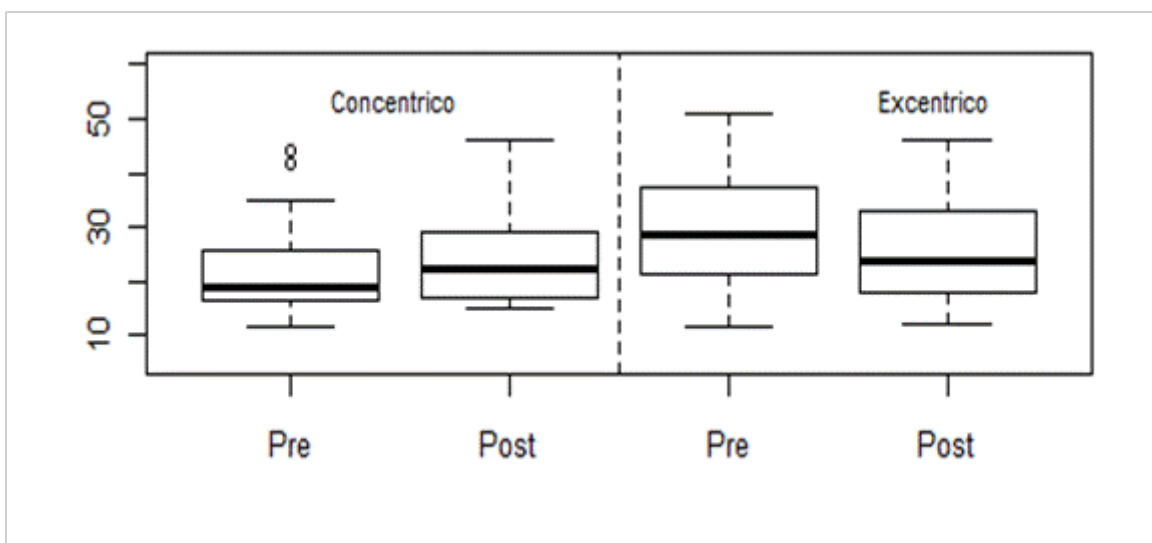


Figura 53.- Distribución de la rigidez promedio obtenida en las mediciones pre-test y post-test, por grupos.

En la figura 53, se observa que para el grupo concéntrico aumenta la rigidez al realizar el post - test, mientras que en el grupo excéntrico se observa lo contrario, disminuye la rigidez en las mediciones post-test

3.3.2. Bivariado

Las diferencias (post-test – pre-test) en cada individuo dan cuenta del cambio de cada una de las variables de interés en el estudio; siendo las variables de interés para los procesos inferenciales, teniendo en cuenta que se trata de muestras pareadas.

Primero se presentan diagramas de caja comparativos entre mediciones concéntricas y excéntricas, con el fin de visualizar las distribuciones empíricas de las diferencias (post-test – pre-test) para cada una de las variables observadas.

Posteriormente se presentan diagramas de dispersión pre-test *versus* post-test para cada una de las variables observadas, identificando mediciones concéntricas y excéntricas con el objeto de visualizar posibles relaciones.

1. Diferencias (post-test – pre-test) para mediciones concéntricas y excéntricas

Fuerza

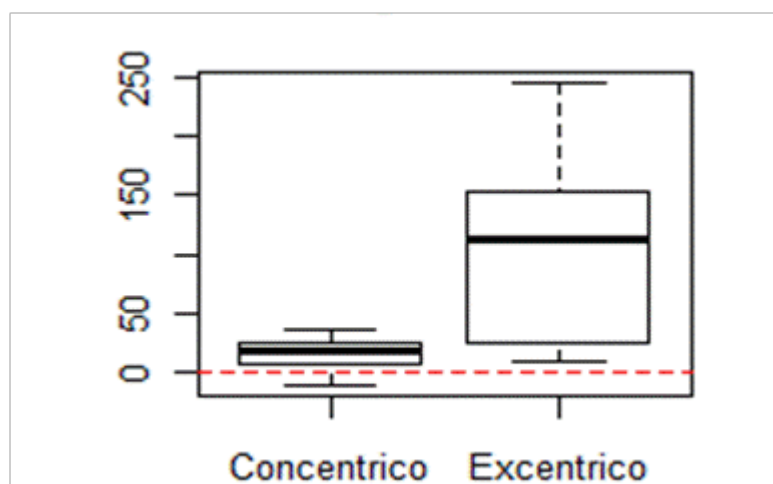


Figura 54.- Distribución de las diferencias de la fuerza entre las mediciones del pre-test y post-test.

En la gráfica 54, se observan diferencias positivas y con mayor dispersión para el grupo excéntrico, mientras que para el grupo concéntrico las diferencias son casi

nulas y algunas negativas. Se puede pensar que existen diferencias en la fuerza al aplicar ejercicio concéntrico o excéntrico

Alargamiento

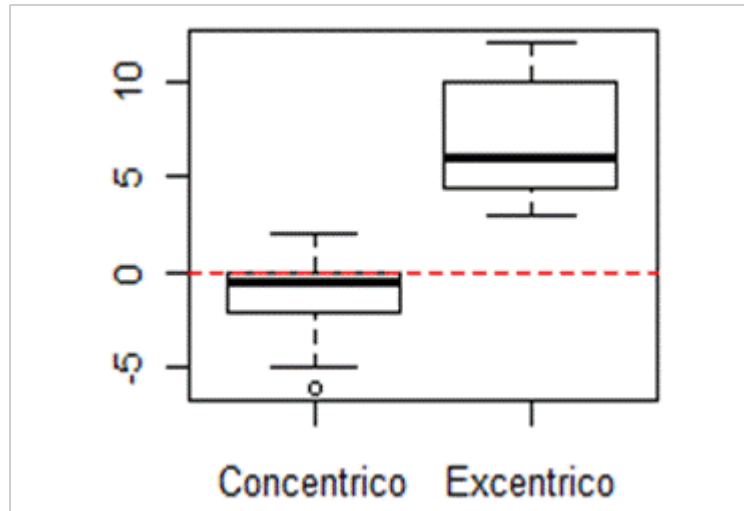


Figura 55.- Distribución de las diferencias del alargamiento entre las mediciones post-test y pre-test.

En la figura 55, se observan diferencias negativas para el grupo concéntrico (disminuye el alargamiento de pre-test a post-test), mientras que para el grupo excéntrico se observa diferencias positivas (aumenta el alargamiento de pre-test a post-test). Lo anterior indica que pueden existir diferencias en el alargamiento al aplicar ejercicio concéntrico o excéntrico.

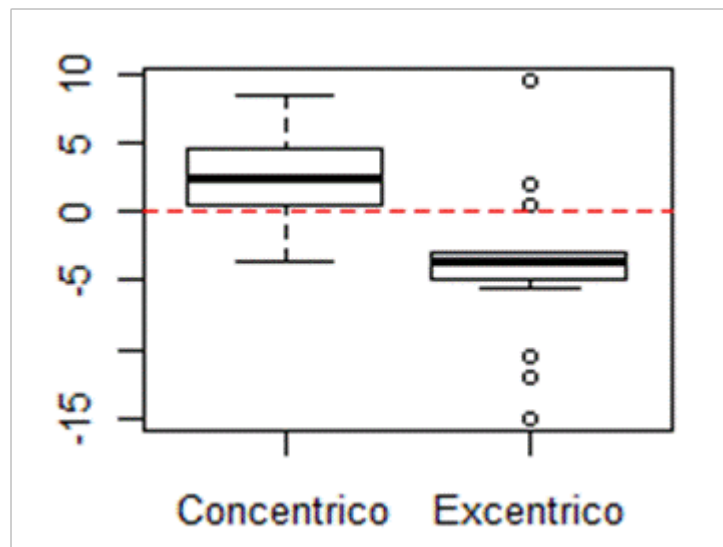
Rigidez

Figura 56.- Distribución de las diferencias de la rigidez entre las mediciones del pre- test y post-test.

En la figura 56 se observan diferencias positivas para el grupo concéntrico (aumenta la rigidez de pre-test a post-test), mientras que para el grupo excéntrico se observa diferencias negativas en la rigidez (disminuye la rigidez de pre-test a post-test). Lo anterior indica que pueden existir diferencias en la rigidez al aplicar ejercicio concéntrico o excéntrico.

2. Diagramas de dispersión pre-test *versus* post-test identificando mediciones concéntricas y excéntricas.

Fuerza

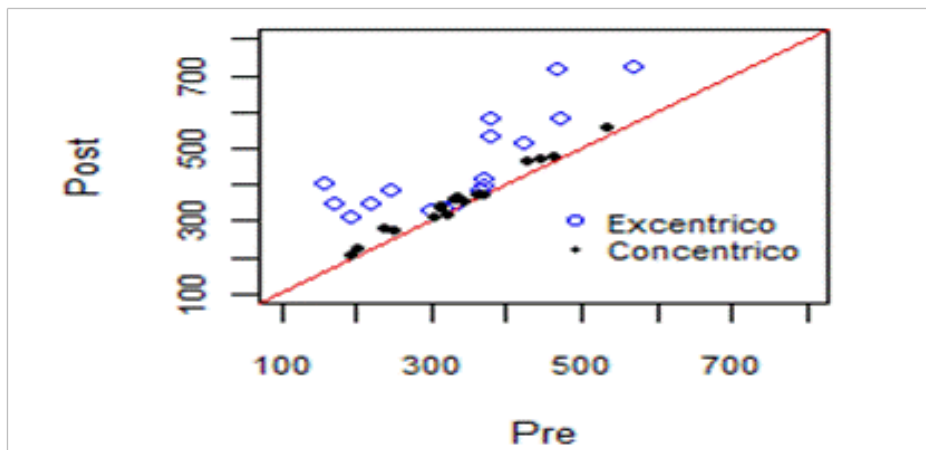


Figura 57.- Variaciones de la fuerza entre los grupos.

La gráfica 57 muestra como las mediciones del grupo concéntrico se ubican sobre la bisectriz que indica $pre = post$ (línea roja), indicando que la fuerza obtenida en el pre-test y post-test en cada individuo, vario muy poco (diferencia mínima). Mientras que para el grupo excéntrico, los resultados se ubican por encima de la línea roja, indicando que las fuerzas obtenidas en el post-test son mayores que el pre-test (diferencias positivas), confirmando lo visto en las figuras anteriores (figura 54).

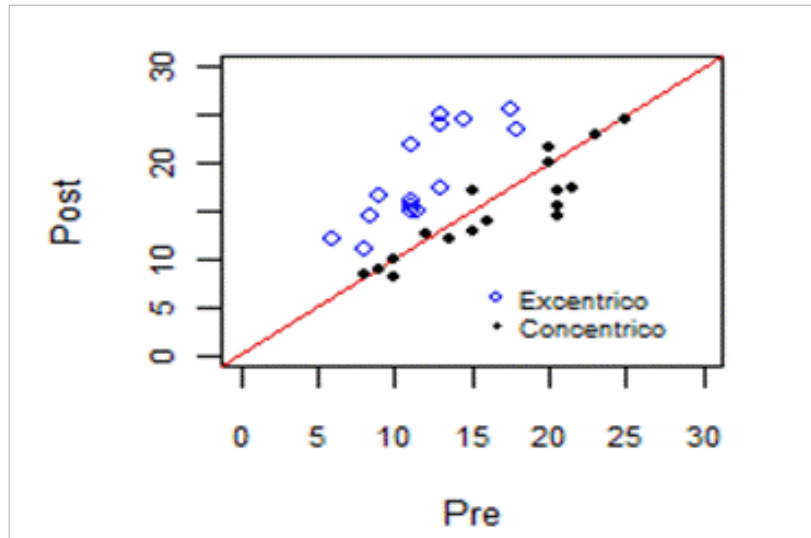
Alargamiento

Figura 58.- Variaciones del alargamiento entre los grupos

La gráfica 58 muestra que las mediciones del grupo excéntrico se ubican por encima de la línea roja, indicando que la persona presenta mayor el alargamiento al realizar ejercicios excéntricos, mientras que al realizar ejercicios concéntricos una parte disminuye su el alargamiento (mediciones por debajo de la línea roja indican diferencias negativas, es decir que el alargamiento en el pre-test es mayor que en el post-test).

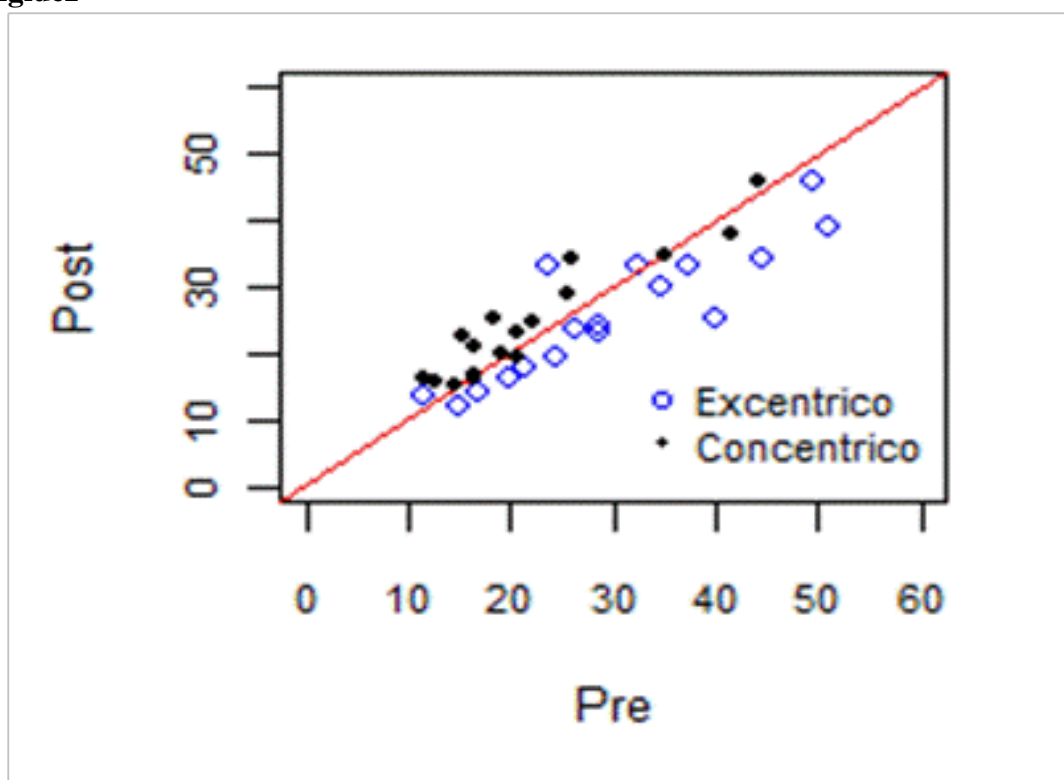
Rigidez

Figura 59.- Variaciones de la rigidez entre los grupos

La gráfica 59, muestra que las mediciones del grupo concéntrico se ubican por encima de la línea roja, indicando que la persona se vuelve más rígida al realizar ejercicios concéntricos, mientras que al realizar ejercicios excéntricos la gran mayoría disminuye su rigidez (mediciones por debajo de la línea roja indican diferencias negativas, es decir que la rigidez en pre-test es mayor que en post-test).

3.4. Análisis exploratorio de diferencias porcentuales

Las diferencias porcentuales de cada variable, calculadas como la división entre la diferencia de la medición post-test menos pre-test, sobre la medición pre-test, facilitan la comparación de los incrementos o decrementos en cada individuo, debido a que se neutraliza el efecto de variabilidad inicial en el grupo al dividir la diferencia entre la medición pre-test.

El análisis exploratorio de la distribución de diferencias porcentuales, permite visualizar el comportamiento de los cambios proporcionales en cada variable, tanto para el grupo excéntrico, como para el concéntrico.

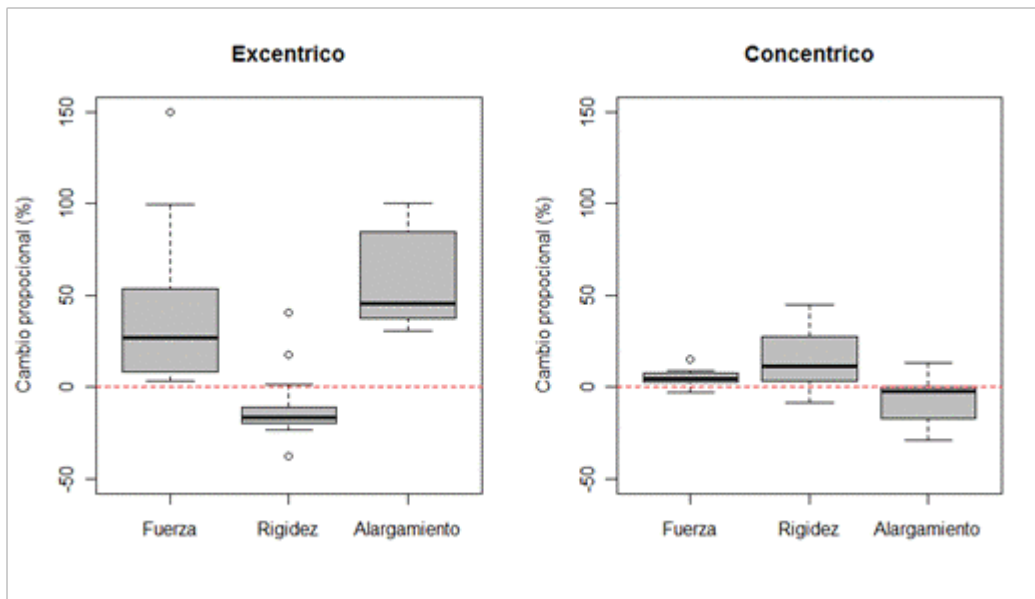


Figura 60.- Distribución de las diferencias porcentuales de cada variable, por grupos: comparando entre los cambios proporcionales de las variables y los grupos.

De las figuras 60 se observa:

- Diferencias más pequeñas (cercanas a cero) en el cambio proporcional respecto a la medición inicial para el grupo de ejercicios concéntricos que para el grupo de ejercicios excéntricos.
- Para la variable fuerza, las diferencias son positivas para los dos grupos, pero el aumento es mucho mayor en el excéntrico que en el concéntrico.
- Para la variable Alargamiento las diferencias son positivas para excéntrico, lo que indica que el alargamiento aumentó después de realizar el ejercicio excéntrico. mientras que para concéntrico son negativas, es decir, después de realizar el ejercicio concéntrico el alargamiento disminuyó respecto al inicial.
- Para la variable rigidez, las diferencias son negativas para el excéntrico, lo que indica que la rigidez disminuyó después de realizar el ejercicio excéntrico, mientras que para el grupo concéntrico son positivas, es decir después de realizar el ejercicio concéntrico la rigidez aumentó respecto a la inicial.

3.5. Pruebas de hipótesis

La evaluación de la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones pre-test y post-test y entre los grupos concéntrico y excéntrico, se realizó mediante la aplicación de pruebas paramétricas y no paramétricas como se describe a continuación:

3.5.1. Prueba del supuesto de normalidad en las diferencias (post-test – pre-test)

Se aplicó la prueba Shapiro-Wilk con el objetivo de contrastar la normalidad de los datos. Se plantea como hipótesis nula los datos proviene de una población normalmente distribuida. Fue publicado en 1965 por Samuel Shapiro y Martin Wilk. Se considera uno de los test más potentes para el contraste de normalidad, sobre todo para muestras pequeñas ($n < 30$), con un nivel de significancia de 5% (es decir, se rechazó la hipótesis de normalidad de las diferencias cuando $p < 0.05$). Los resultados se observan en la tabla 8 solamente la diferencia en el alargamiento del grupo excéntrico rechazó la hipótesis de normalidad.

Tabla 8.- Pruebas de H_0 : Existe Normalidad frente a H_a : No Existe Normalidad

Variable	Grupo excéntrico		Grupo concéntrico		Excéntrico-concéntrico	
	W	p	W	p	W	p
Fuerza	0.9194	0.1445	0.9816	0.9706	0.9212	0.1549
Alargamiento	0.8911	0.04836 *	0.9367	0.2808	0.9655	0.7359
Rigidez	0.8983	0.06357	0.9793	0.9508	0.9595	0.6221

(* $P < 0.05$).

3.5.2. Prueba no paramétrica de igualdad de medias

Para probar si existen diferencias significativas en el alargamiento del grupo excéntrico, donde se rechazó la hipótesis de normalidad, se utilizó la prueba no paramétrica de Wilcoxon, para muestras pareadas. Los resultados se observan la Tabla 8.

3.5.3. Pruebas paramétricas de igualdad de medias

Para probar si existen diferencias significativas en los demás casos se aplicó la prueba t-pareada para diferencia de medias. Los resultados se observan en la Tabla 9.

Tabla 9: Valores de t, para las variables fuerza, alargamiento y rigidez de ambos grupos excéntricos y concéntricos, de la relación antes y después de la intervención.

Variable	Grupo excéntrico		Grupo concéntrico		Excéntrico-concéntrico	
	t	p	t	p	t	p
Fuerza	-5.6564	3.574e-05*	-5.2109	8.574e-05*	4.7009	0.0002404*
Alargamiento	+	0.0003167*	2.3565	0.03153 *	7.3867	1.536e-06*
Rigidez	3.0765	0.007227*	-3.297	0.004548*	-4.6181	0.0002849*

(*P <0.05). (+)Utilización de la prueba de Wilcoxon

En resumen para los tres casos evaluados se cumple el supuesto de normalidad y se encontraron diferencias significativas en las tres variables, fuerza, alargamiento y rigidez con un nivel de significancia del 5% ($\alpha = 0.05$) haciendo uso de la prueba t-pareada, a excepción de la diferencia de alargamiento en el grupo excéntrico

3.6. Relación lineal entre pares de variables

Posterior al análisis del comportamiento entre los resultados pre-test y post-test de cada variable, se realizaron gráficos de dispersión y se calcularon coeficientes de correlación lineal de Pearson, con el objetivo de explorar posibles relaciones lineales entre pares de diferencias porcentuales, determinando su grado de intensidad y visualizando la dirección entre variables, si era positiva o negativa.

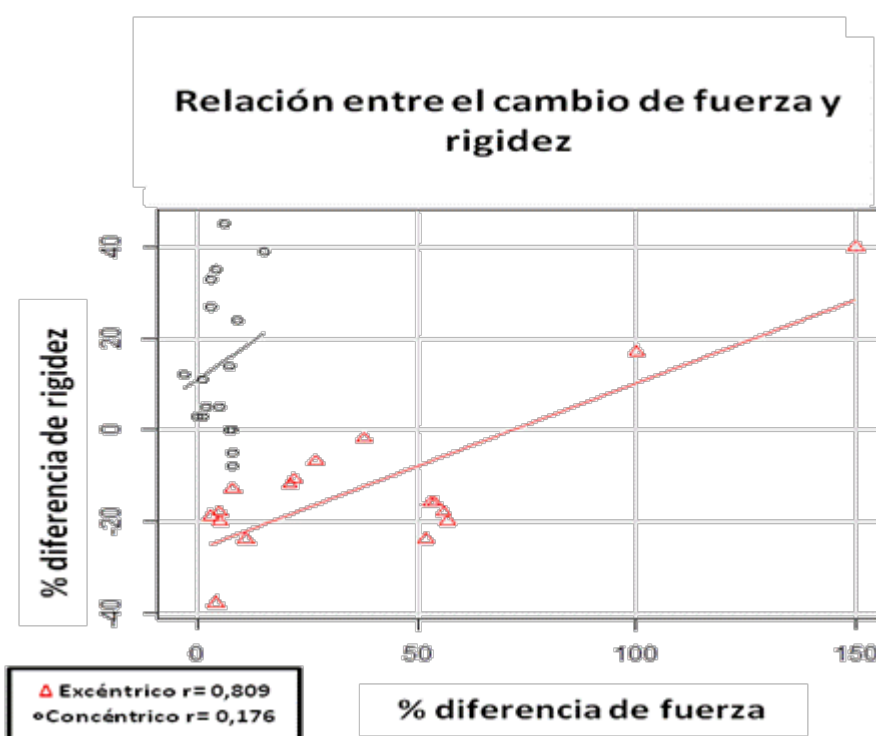


Figura 61.- Relación entre porcentaje de la diferencia de fuerza y el porcentaje de la diferencia de rigidez, para los dos grupos

En la figura 61, se observa una relación lineal positiva para el grupo que realizó ejercicio excéntrico, es decir, a medida que las diferencias en la fuerza aumentan positivamente las diferencias proporcionales en la rigidez también cambian. Para el grupo concéntrico no se observa relación lineal, para diferencias altas o bajas en la rigidez, las diferencias en las fuerzas permanecen casi constantes.

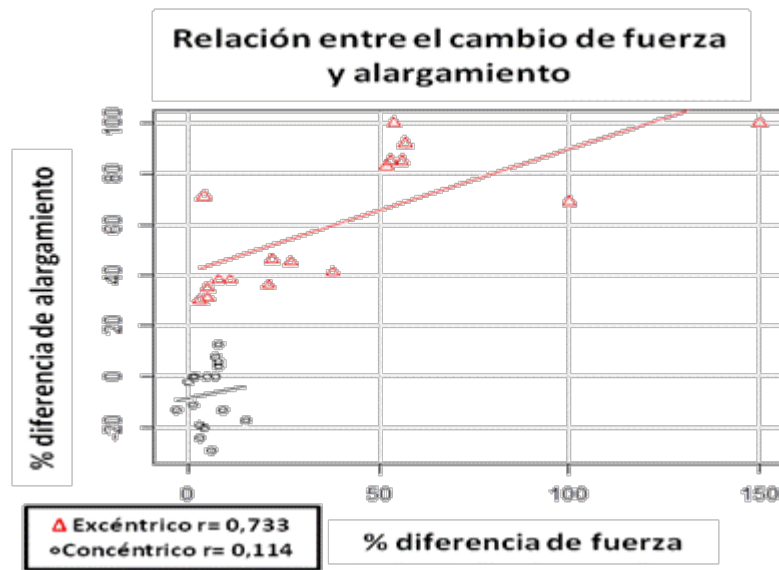


Figura 62.- Relación entre porcentaje de la diferencia de fuerza y el porcentaje de la diferencia de alargamiento, para los dos grupos

En la figura 62, se observa una relación lineal positiva (línea roja) para el grupo que realizó ejercicio excéntrico, es decir, a medida que las diferencias en la fuerza aumentan positivamente las diferencias en alargamiento también. Para el grupo concéntrico no se observa relación lineal (línea negra), hay una alta dispersión en las diferencias del alargamiento, en tanto las diferencias en las fuerzas permanecen casi constantes.

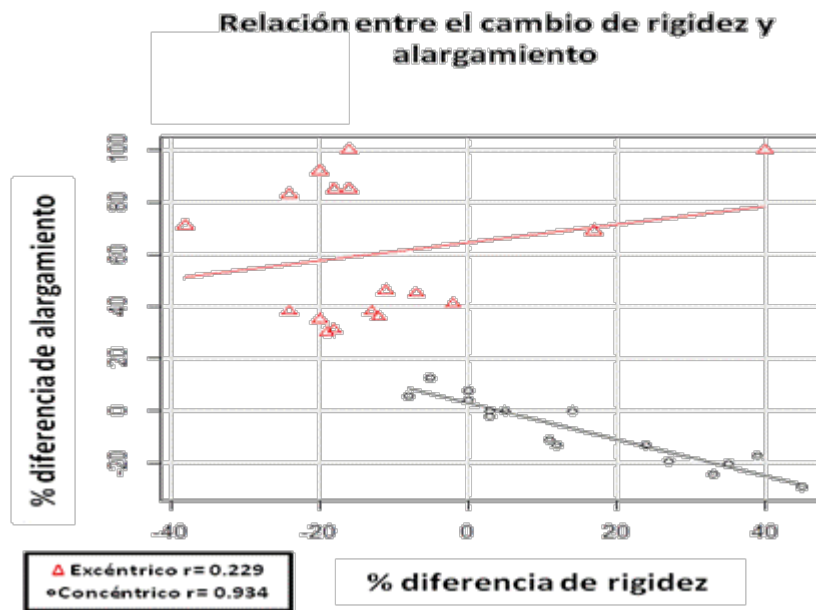


Figura 63.- Relación entre porcentaje de la diferencia de rigidez y el porcentaje de la diferencia de alargamiento, para los dos grupos

En la figura 63, se observa una relación lineal negativa (línea negra) para las personas que realizaron ejercicios concéntricos, es decir, a medida que las diferencias en la rigidez aumentaban positivamente las diferencias en el alargamiento disminuían. Para el grupo excéntrico no se observa relación lineal (línea roja), las diferencias en el alargamiento tienden a valores altos, en tanto las diferencias en la rigidez son muy dispersas.

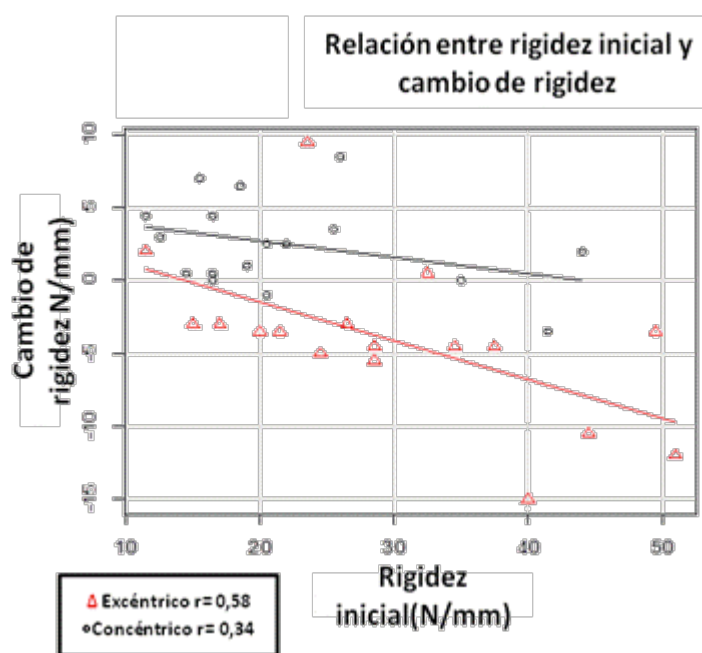


Figura 64.- Relación entre la rigidez del tendón antes de la intervención y el cambio en la rigidez, para los dos grupos

En la figura 64, se observa una relación lineal en el grupo excéntrico, hay una buena concentración de los puntos alrededor de la línea roja); muestra la tendencia de la rigidez del Tendón de Aquiles a disminuir después de 8 semanas de entrenamiento excéntrico. En el grupo concéntrico no se observa una relación lineal, hay una alta dispersión de los puntos con respecto a la línea negra.

DISCUSIÓN



4. Discusión

El presente estudio demostró que ocho semanas de entrenamiento excéntrico con cargas sub-máximas, disminuye la rigidez del tendón de Aquiles en individuos sanos, en contraste, la respuesta al ejercicio concéntrico, fue de aumento la rigidez, aunque en menor grado. El entrenamiento con carga excéntrica leve, parece causar inicialmente una reducción de la rigidez del tendón de Aquiles.

El efecto del entrenamiento excéntrica sobre la rigidez del tendón, ha sido estudiado previamente por Mahieu et al. (2008) y Morrissey et al. (2010), a pesar de utilizar una metodología similar, encontraron diferentes resultados. Mahieu et al. (2008) realizó un estudio aleatorizado, controlado, pre-test - pos-test, para evaluar los efectos de un entrenamiento excéntrico durante 6 semanas (74 voluntarios), no encontró cambio significativo en la rigidez después de este período de ejercicio, pero encontró aumento del rango de movilidad en dorsiflexión del tobillo y disminución del torque de resistencia pasiva.

Morrissey et al. (2010) realizó un estudio aleatorizado, pre-test - pos-test, para evaluar los efectos de un entrenamiento excéntrico y concéntrico durante 6 semanas (38 voluntarios) y encontró disminución de la rigidez del tendón en el grupo excéntrico, pero no correspondió un cambio significativo en el grupo concéntrico.

Este encuentro de Mahieu et al. (2008), puede estar relacionado con la disminución de la rigidez encontrada en la presente investigación, porque puede ser una de las adaptaciones del tendón a la ejercitación excéntrica, con carga sub-máxima, al volverse más elástico como respuesta a la repetición de la elongación del tendón al realizar el movimiento de descenso del talón, hasta llegar su máximo rango (movimiento de dorsiflexión).

También, Kubo et al. (2001b) demostró que contracciones excéntrica repetidas (50 repeticiones de máxima contracción excéntrica voluntaria, resultaron en una disminución de la rigidez del tendón del músculo vasto lateral (en forma aguda). Evidenciando como el carácter repetitivo de una carga puede contribuir al cambio en la propiedad del tendón, que podría explicar por qué, en este caso, el entrenamiento excéntrico redujo la rigidez. En contraste, posteriores investigaciones, han mostrado

aumento de la rigidez, con entrenamiento de resistencia en diferentes modalidades de contracciones concéntricas (Kubo et al., 2002a)

Lo anterior va en consonancia con lo que Magnusson et al., (2008, p 78) en su revisión concluye que “Los tendones humanos son metabólicamente activos, especialmente durante el ejercicio, y exhiben propiedades visco- elástica que les permiten interactuar con el elemento contráctil y mediar en los resultados de la contracción muscular y el rendimiento de todo el cuerpo. Estas propiedades del tendón se agravan por la falta de uso crónico y el envejecimiento, pero el entrenamiento en parte pueden mitigar estos cambios destacando la plasticidad de los tendones a las variaciones con carga mecánica”.

Sin embargo, la disminución de rigidez en el tendón, en estos casos, probablemente es debida a los cambios musculares (disminución del volumen y de la fuerza) más que a cambios del mismo tendón (Magnusson et al., 2008; Narici et al., 2008, citada en Morrissey et al., 2010).

La aclaración anterior es importante porque, es diferente una disminución de la rigidez en el tendón producida por falta de ejercicio, que por efectos del ejercicio excéntrico. En el primer caso (no hay estímulo=desuso), la disminución de la rigidez en el tendón, es la respuesta de cualquier tejido a la falta de estímulo (en este caso la tensión muscular), que es la atrofia, y en el segundo caso (ejercicio excéntrica), la disminución de la rigidez, es una respuesta (adaptación) del tendón a la unión de dos estímulos, la tensión generada por la contracción y el alargamiento, que se producen al tiempo, con cargas sub-máximas.

Durante el entrenamiento excéntrico, el tendón se somete a tensión máxima en la dorsiflexión completa, mientras el músculo se tensiona, separando sus extremos, lo que puede contribuir a la adaptación de las propiedades de los tendones. Rees et al. (2008) ha mostrado que durante la carga, la fuerza máxima en el tendón de Aquiles se produce al final de la acción excéntrica, es decir, a máxima dorsiflexión. También reportó que la fuerza y la longitud del tendón no cambian (respuestas a un entrenamiento agudo), al comparar el mecanismo de la carga excéntrica y concéntrica, sin embargo, las oscilaciones de alta frecuencia de tensión, se produce significativamente más a menudo durante la carga excéntrica, lo que podría sugerir que

las oscilaciones puede ser un estímulo para remodelar el tendón (plasticidad). Por tanto, las repeticiones de estas oscilaciones durante el entrenamiento excéntrico prolongada, podrían ser una de las posibles explicaciones de los cambios en el tendón con el entrenamiento excéntrico que no se presentaron en el mismo grado durante el entrenamiento concéntrico. A diferencia de esa investigación en este estudio, si cambio la fuerza y la longitud del tendón, como respuesta de un entrenamiento crónico (ocho semanas), tanto en la pierna que trabajó excéntricamente, como en la que se ejerció concéntricamente (pero en menor grado).

Si continuamos analizando el mecanismo de la contracción excéntrica, donde se combina un músculo que se tensiona, mientras se alarga en consonancia con el tendón. En un estudio, Mahieu et al. (2008) demostró que después de un trabajo de 6 semanas, mientras con el estiramiento estática no hubo efecto sobre la rigidez del tendón, con el estiramiento balístico disminuyó significativamente la rigidez tendinosa. El estiramiento balístico, se diferencia del estático, principalmente por su componente activo, ya que se genera una tensión mientras se recorre un rango de movilidad máximo, interviniendo la velocidad. Lo anterior puede explicar los distintos efectos que tienen sobre la rigidez, por la similitud entre la acción balística y la contracción excéntrica sobre el tendón, pero se debe tener precaución porque la deformación del tendón es dependiente de la velocidad y podría ser un factor de confusión. Sin embargo también se ha demostrado la dependencia de la acción excéntrica de la velocidad (Roig et al. 2009).

Con relación al alargamiento, en la literatura se encuentran investigaciones relativas a entrenamientos con estiramientos, donde se ha disminuido el máximo torque pasivo, después del entrenamiento con estiramientos (Bressel y McNair 2002; Kubo et al., 2002b, Magnusson et al., 1998; Mahieu et al., 2007, citados por Mahieu et al., 2008). Debido a que el rango de movimiento en el que el torque pasivo resistido se midió, fue el mismo en la evaluación previa y posterior, la disminución significativa del torque pasivo resistido, después del entrenamiento excéntrico tiene que ser atribuye a cambios estructurales (Magnusson et al., 1996, citados por Mahieu et al., 2008) en comparación con cambios a la tolerancia del estiramiento, lo explica Mahieu et al. (2008) en su trabajo. Una posible explicación puede ser la encontrada por Brockett et al. (2001, citados por Mahieu et al., 2008) en su investigación in vivo, indicando que el ejercicio excéntrico cambia la relación entre longitud y tensión de los músculos

ejercitados, con máximos torques, generados en músculos con mayor longitud, como resultado de la sarcomerogénesis (aumento del número de sarcómeros en serie) debido al estímulo excéntrico (Butterfield et al., 2005; Lynn et al., 1998; Yu et al., 2003, citados en Roig y Ranson, 2007), el cual tiene un importante papel en la relación entre longitud del sarcómero y el ángulo articular.

A nivel del tendón también se han reportado cambios estructurales como el adelgazamiento del tendón, reportado por Grigg et al. (2008), con una carga del 20% del peso del individuo (cargas sub máximas), lo que biomecánicamente, se podría traducir en disminución de la rigidez.

Con relación al aumento de la fuerza, en el presente estudio el grupo excéntrico aumento la fuerza en un promedio de 28% en la mayoría de los participantes (15 sujetos), mientras que en el grupo concéntrico aumento en un promedio de 7 % en la mayoría de los participantes (13 sujetos). Estos datos están cercanos a los rangos de aumento de fuerza, presentados en otras investigaciones, por ejemplo, mientras que en el presente trabajo el aumento de fuerza entre el excéntrico y concéntrico fue de 4 veces más, Hortobágyi et al. (1996, citado por Guilhem et al., 2010) encontró un aumento de 3,5, veces más de fuerza en el grupo excéntrico que en el concéntrico.

Hortobágyi et al., (2001, citado por Guilhem et al., 2010), obtuvo un incremento en el grupo excéntrico de 27%, mientras el concéntrico aumento un 11%, para Cuadriceps. Nickols-Richardson et al., (2007, citado por Guilhem et al., 2010), presentó un aumento de 24.6% después de un entrenamiento excéntrico y 12.5% después del entrenamiento concéntrico, para flexores y extensores de codo. Finalmente, las ganancias de fuerza inducida por entrenamiento excéntrico parecen estar relacionadas con la velocidad de ejecución (Roig, et al., 2009), factor tenido en cuenta en el estudio actual.

En este estudio también hubo un cambio significativo, en el desplazamiento de la unión mio-tendinosa, tanto en la pierna que realizó ejercicio excéntrico, donde aumento el desplazamiento, como en la que realizó ejercicio concéntrico, en la cual disminuyó el desplazamiento. Este aumento del desplazamiento en la pierna que trabajo excéntricamente puede deberse a la sumación del aumento de longitud de la fibra muscular y a la disminución de la rigidez del tendón, produciendo una menor tensión en

el tendón, disminuyendo por tanto el riesgo de lesión. Con relación al desplazamiento de la unión mio-tendinosa, no hay reportes en las investigaciones donde se han realizado mediciones antes y después de ejecutar protocolos de ejercicios excéntricos. Se encuentra resultados de mediciones de procesos específicos, no de mediciones antes y después de un protocolo de ejercicios realizado. Los valores del presente estudio se encuentran entre los rangos presentados en la literatura, pero los cambios no tienen parámetros para comparar. Maganaris et al. (2008) en su revisión, reportaron que los resultados encontrados sobre las propiedades de los tendones eran muy variados, con relación a datos de alargamiento (desplazamiento de la unión mio-tendinosa) en jóvenes sedentarios, por ejemplo variaba entre 2 – 24mm. En el presente estudio los valores recolectados oscilan entre 6 a 25.5 mm en el grupo excéntrico y 8 a 25 mm en el grupo concéntrico.

Desde el campo de la rehabilitación, la disminución de la rigidez del tendón, posiblemente relacionada con la disminución del grosor del tendón patológico producida después de un entramamiento con ejercicio excéntrico, puede ser el resultado de la reducción del contenido de fluido en el tendón como una consecuencia de la curación, por depósito de colágeno, (Shalabi et al., 2004) o por la normalización de las concentraciones de glicosaminoglicanos que también permiten la normalización de la disposición de fibra, (Öhberg, et al., 2004b), siendo las posibles razones, que facilitan la recuperación del funcionamiento del complejo músculo-tendón.

Desde un punto de vista de la prevención secundaria, hay dos posibilidades de aplicación: la primera relacionada con el aumento del desplazamiento de la unión mio-tendinosa, el cual permitirá un control más fluido de los cambios de longitud entre el músculo y el tendón, disminuyendo la tensión sobre el tendón, facilitando posiblemente la recuperación del tejido, al disminuir el riesgo de mayor daño a la estructura, en una etapa temprana de la tendinopatía (Mahieu et al., 2008), la segunda relacionada con el aumento de fuerza, lo que permitirá una incorporación más rápida a sus actividades, al facilitar el desempeño.

A nivel de prevención primaria, en personas sedentarias y adultos mayores, el ejercicio excéntrico es una forma de entrenamiento que combina fuerza y elongación, características que mejoran dos cualidades físicas, como son la fuerza y la movilidad

articular (Mahieu et al., 2008) básicas para el desempeño de sus actividades de la vida diaria y con bajo costo energético.

A nivel metodológico la novedad de la tesis, en relación al uso de instrumentos fue la adaptación de una celda de carga a una camilla de fisioterapia, actuando como dinamómetro y con relación a los procedimientos fue el método utilizado para la sincronización entre el ultrasonido y el Vicon, que consistió en señalar con un marcador el inicio de la sonda, momento que fue registrado por el ultrasonido y capturado por el sistema de cámaras del Vicon (análisis del movimiento), al mismo tiempo. Este procedimiento realizado en forma manual, es realizado de forma automática, en otras investigaciones (Lichtwark y Wilson, 2005a).

Limitaciones

Metodológicamente el trabajo presenta algunas limitaciones, que potencialmente pueden tener un efecto de confusión en los resultados:

- Este estudio no tenía grupo control sin tratamiento, ya que el mismo sujeto realizaba con una pierna el entrenamiento excéntrico y con la otra concéntrico, y por tanto, una serie de factores podría haber afectado a la rigidez del tendón, incluyendo el volumen y el tipo de ejercicio adicional realizado durante todo el período inmediatamente anterior al de las 8 semanas de ejercicio y otros factores ambientales (aquí podría explicar la historia deportiva).

- Otra limitación fue la forma de reclutamiento de los sujetos en este estudio, que debido a que no se encontraban candidatos, se aumento el rango de 30 a 50 a 30 a 60 años, lo que hizo un rango muy amplio de edades.

- Otra supuesto es que el cambio en lo longitud del tendón era sólo el resultado de movimientos en la unión mio-tendinosa y no también de la inserción al Calcáneo. Ya que, la contracción es poco probable que haya sido verdaderamente isométrica, a pesar que el sujeto estaba fijo con un arnés a la camilla y el pie fijo al apoya-pies con vendas de velcro rígidas, se produjo movimiento en el tobillo, el cual está estimado en la

literatura en unos 3-11° (Maganaris 2005b; Mahieu et al., 2008), lo que sin duda habría dado lugar a una sobreestimación de los desplazamientos y por ende una subestimación de la rigidez (Magnusson et al., 1996, citado por Mahieu et al., 2008; Muramatsu et al., 2001). El brazo del momento también cambia con el ángulo de rotación del tobillo (Maganaris 2005b), en el presente trabajo es probable que estos posibles supuestos se produjeron de manera similar tanto en la prueba inicial como en la final y por tanto tiene un pequeño efecto sobre la rigidez del tendón

- Con respecto al cálculo de la fuerza del tendón, puede estar influenciado por: haberse utilizado el mismo valor del brazo de palanca (Fukunaga et al., 1996; Kubo et al., 2001) para todos los sujetos, al igual que la constante C (relativa contribución fisiológica del área de sección transversal del Gastronecmio medial a los plantiflexores) (Fukunaga et al., 1996), sin tener en cuenta las individualidades.

CONCLUSIONES



5. Conclusiones

1. A pesar de la serie de limitaciones, este estudio demostró que, el protocolo de ejercicios propuesto aumentó el desplazamiento de la unión mio-tendinosa, en la pierna que realizó ejercicio excéntrico, y disminuyó el desplazamiento de la unión mio-tendinosa, en la pierna que trabajó concéntricamente. Esta adaptación de la unión mio-tendinosa, como respuesta al ejercicio excéntrico, es posiblemente una respuesta a la ejercitación repetitiva en todo el rango de movimiento.
2. Este tipo de protocolo de entrenamiento desarrollado por los sujetos, demostró un aumento de la fuerza de las dos piernas, siendo más evidente, la que trabajó excéntricamente, que la que se ejercitó concéntricamente. Este aumento de fuerza en la pierna que trabajó excéntricamente, puede ser debida a la integración del aumento progresivo de carga submáxima y velocidad.
3. El protocolo de ejercicio propuesto, produjo a las 8 semanas de entrenamiento, una adaptación en el tendón que se evidenció en la disminución de su rigidez en la pierna que trabajo la fase excéntrico y el mismo protocolo, en la pierna que trabajo la fase concéntrica, produjo un aumento de su rigidez.
4. Se corrobora el hallazgo de Morrisey et al. (2010), que a mayor rigidez al inicio del entrenamiento excéntrico, se produce mayor disminución de la rigidez después del entrenamiento excéntrico.
5. En rehabilitación, una de las posibles explicaciones de la buena respuesta, de los pacientes con tendinopatía tratados con ejercicio excéntrico, es que al disminuir la rigidez del tendón, se reduce la tensión entre el músculo y el tendón; esto facilita el proceso de recuperación y el aumento de la fuerza, lo cual se evidencia en la recuperación precoz de la funcionalidad

COCLUSIONI

1. Nonostante il numero di limitazioni, questo studio ha dimostrato che il protocollo di esercizio proposto aumenta lo spostamento della giunzione miotendinosa nella gamba che ha eseguito l'esercizio eccentrico, e diminuisce nella gamba che ha eseguito l'esercizio in modo concentrico. Questo adattamento della giunzione miotendinosa, in risposta all'esercizio eccentrico potrebbe essere una risposta alla periodicità dell'esercizio per tutto l'arco di movimento.
2. Il protocollo di allenamento proposto ha provocato un aumento della forza espressa dai muscoli flessori plantari in entrambe le gambe. Tale aumento è risultato più evidente nella gamba che ha eseguito l'esercizio eccentrico, rispetto a quella allenata in concentrico, e potrebbe essere dovuto all'interazione tra aumento progressivo di carico sub-massimale e velocità.
3. Il protocollo di esercizio proposto ha provocato, in otto settimane di allenamento, un adattamento del tendine in termini di diminuzione della rigidità nella gamba esercitata in modo eccentrico. Lo stesso protocollo ha determinato un aumento della rigidità nella gamba esercitata in modo concentrico.
4. I risultati del presente lavoro confermano quelli della ricerca di Morrissey et al. (2010), il quale aveva concluso che a maggior rigidità del tendine di Achille prima di un allenamento di tipo eccentrico, si associa una maggiore diminuzione della stessa in seguito al protocollo di allenamento.
5. In riabilitazione, una possibile spiegazione della buona risposta dei pazienti con tendinopatia trattati con esercizio eccentrico, è che, riducendo la rigidità del tendine, si riduce la tensione tra muscolo e tendine. Questo facilita il processo di recupero e l'aumento della forza, che si evidenzia nel recupero precoce della funzionalità.

Aplicaciones

- Este tipo de protocolo de entrenamiento excéntrico, de acuerdo a los resultados podría ser utilizado en los tres frentes, como promotor de salud en adultos mayores y sedentarios, como preventor de lesiones en sedentarios que incursionan en el deporte y en deportistas recreativos e intermedios y en la rehabilitación de sujetos con tendinopatía como ha sido demostrado en investigaciones anteriores:
 - o Con el grupo de personas sedentarias y mayores, el protocolo da la confianza de no producir daño y si un beneficio, que como mínimo evitará las consecuencias de la falta de actividad.
 - o Con el grupo de personas sedentarias que están iniciándose en el deporte y deportistas recreativos, donde predomina las actividades de resistencia (caminata, marcha, carrera, ciclismo), una mejor elasticidad del tendón se traduciría en una disminución de la tensión sobre el músculo y disminuyendo así la fatiga, tanto en el músculo como en el tendón, actuando como un mecanismo de prevención de lesiones y por último como un protocolo para ser trabajado en la primera fase de entrenamiento, con el objetivo de mejorar la potencia(fuerza y velocidad) en deportes donde el salto es básico en su desempeño (baloncesto, voleibol, modalidades de salto en atletismo, etc.). Lo anterior gracias a la preparación del tendón, para manejar la presión ejercida sobre él, durante su ejercitación, ya que generalmente la tendinopatía se produce cuando la presión ejercida sobre el tendón es mayor que la resistencia del propio tendón.

Proyectos futuros

- Una de las dificultades mayores durante el desarrollo del proyecto fue la medición de la fuerza voluntaria isométrica máxima. Por tanto me gustaría continuar investigando, sobre como lograr una contracción realmente isométrica para obtener una medición más precisa.
- La otra área para seguir investigando está relacionada con la identificación del tipo de acciones de la contracción excéntrica en las diferentes estructuras: el músculo, el tendón y la unión mio-tendinosa.
- Después de estos resultados, seguimos pensando sobre las posibles causas y por ello, deseo formar un grupo interdisciplinario para analizar, sobre las respuestas de las propiedades mecánicas estudiadas, en el complejo músculo- tendón, tanto a nivel biomecánico, como fisiológico y neurológico, primero nuevamente en personas sanas y luego en lesionadas.
- Y como docente que soy, propondré un estudio sobre como escoger el sujeto ideal para este tipo de investigación, para que podamos contar con él hasta el final. A pesar que éticamente esta descrito que es una acción voluntaria, para que este tipo de investigaciones sean exitosas, se necesita de personas comprometidas, las cuales deberíamos saber escoger.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS



1. Referencias bibliográficas

NOTA.- Debido a la extensa revisión bibliográfica y a la cantidad de investigaciones realizadas sobre el tema de la Tesis, en numerosas citas de la tesis se referencian artículos (fuentes secundarias) citados por autores (fuentes primarias), en este apartado sólo referenciamos las fuentes primarias:

Alfredson, H., Pietila, T., Jonsson, P. y Lorentzon, R. (1998). Heavy-load eccentric calf muscle training for the treatment of chronic Achilles tendinosis. *American Journal of Sports Medicine*, **26**, 360-366

Alfredson, H. y Lorentzon, R. (2000). Chronic Achilles tendinosis. Recommendations for treatment and prevention. *Sport Medicine*, **29**(2), 117–123

Alfredson, H. (2003). Chronic midportion Achilles tendinopathy: an update on research and treatment. *Clinic of Sports Medicine*, **22**, 727–741.

Alfredson, H. (2005). Conservative management of Achilles tendinopathy: new idea. *Foot and Ankle Clinic*, **10**, 321–329.

Alfredson, H., Öhberg, L. y Forsgren, S. (2003). Is vasculo-neural in growth the cause of pain in chronic Achilles tendinosis? An investigation using ultrasonography and colour Doppler, immune histochemistry and diagnostic injection. *Knee Surgery, Sports Traumatology Arthroscopy*, **11**, 334–338.

Arampatzis, A., Stafilidis, S., DeMonte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G. y Brüggemann, G.P. (2005a). Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *Journal Biomechanics*, **38**(4), 833-41.

Arampatzis A., Morey-Klapsing G., Karamanidis K., DeMonte G., Stafilidis S. y Brüggemann G.P. (2005b). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal Biomechanics*, **38**, 885- 892.

Arampatzis, A., Karamanidis, K. y Albracht, K. (2007). Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *The Journal of Experimental Biology*, **210** (15), 2743-53.

Arampatzis, A., Peper, A., Bierbaum, S. y Albracht, K. (2010). Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *Journal of Biomechanics*, **43** (16), 3073-3079.

Babic, J. y Lenarcic, J. (2004). In vivo determination of triceps surae muscle–tendon complex viscoelastic properties. *European Journal of Applied Physiology*, **92**, 477-484.

- Binzoni, T., Bianchi, S., Hanquinet, S., Kaelin, A., Sayegh, Y., Dumant, M y Jéquier, S. (2001). Human Gastrocnemius medialis pennation angle as a function of age: from newborn to the elderly. *Journal of physiological anthropology and applied Human Science*, 20(5), 293-298.
- Blazevich, A.J., Gill, N.D., Bronks, R. y Newton, R.U. (2003). Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Medicine Sciences Sports Exercise*, 35(12), 2013-2022.
- Butler, D.L, Grood, E.S, Noyes, F.R, Zernicke, R.F. (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise Sport Science Reviews*, 6,125-81.
- Boesen, M. I, Boesen, A, Koenig, M. J, Bliddal, H. y Torp-Pedersen, S. (2006). Ultrasonographic Investigation of the Achilles Tendon in Elite Badminton Players Using Color Doppler. *The American Journal of Sports Medicine*, 34, 12
- Bojsen-Moller, J., Hansen, P., Aagaard, P., Svantesson, U., Kjaer, M. y Magnusson, SP. (2004). Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *Journal of Applied Physiology*. 97, 1908 – 1914.
- Brughelli, M. y Cronin J. (2007). Altering the Length-Tension Relationship with Eccentric Exercise Implications for Performance and Injury. Review article. *Sports Medicine*, 37 (9), 807- 826
- Butler R.J., Crowell H. P.3rd y Davis I.M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, 18, 511–517
- Byrne, C., Twist, C. and Eston R. (2004). Neuromuscular Function After Exercise-Induced Muscle Damage. Theoretical and Applied Implications. Review article. *Sports Medicine*, 34 (1), 49-69
- Camomilla V., Cereatti A., Vannozzi G. y Cappozzo A. (2006). An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of Biomechanics*, 39, 1096–1110
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A. y Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture*, 21(2), 186-196
- Carr, A.J. y Norris, S.H. (1989). The blood supply of the calcaneal tendon. *Journal of bone and joint surgery, British*, 71,100–1.
- Chew, K., Stevens, K.J., Wang, T-G., Fredericson, M. y Lew, H.L. (2008). Introduction to diagnostic musculoskeletal ultrasound: Part 2: examination of the lower limb. *American Journal Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 238–248.

- Child, S., Bryant, A.L., Clark, R.A y Crossley, K.M. (2010). Mechanical properties of the Achilles tendon aponeurosis are altered in athletes with Achilles tendinopathy. *The American Journal of Sports Medicine*, 8 (9), 1885-93
- Chow, R.S., Medri, M.k., Martin, O.C., LeeKam, R.N., Agur, A.M. y McKee, N.H. (2000). Sonographic studies of human soleus and Gastrocnemius muscle architecture: gener variability. *European Journal of Applied Physiology*, 82 (3), 236-244.
- Cook, J.L., Khan, K.M. y Purdam, C. (2002). Achilles tendinopathy. *Manual Therapy*, 7, 121–30.
- Daftary, A. y Adler, R.S. (2009). Sonographic Evaluation and Ultrasound-Guided Therapy of the Achilles Tendon. *Ultrasound Quarterly*, 25, 3.
- Díaz, C. A., Torres, A., Ramírez, J. I., García, L, F. y Álvarez, N. (2009). Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones. CineMED. *Revista Escuela de Ingeniería de Antioquia (EIA)*, ISSN 1794-1237, 5, 85-92., Medellín (Colombia)
- De Salles B. F., Simão R, Miranda F, Da Silva J., Lemos A. y Willardson J. M. (2009) Rest Interval between Sets in Strength. *Training Sports Medicine*, 39 (9), 765-777
- Ditroilo, M., Watsford, M., Murphy, A. y De Vito, G. (2011). Assessing Musculo-Articular Stiffness Using Free Oscillations Theory, Measurement and Analysis. *Sports Medicine*, 41, (12), 1019-1032
- Donnelly, J.E., Blair, S.N., Jakicic, J.M., Manore, M.M., Rankin, J.W. y Smith, B.K.2(009) American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine Position Stand. Appropriate physical activity intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, (2),459-71
- Doral, M.N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Ahmet, Atay O., Dönmez, G. y Maffulli, N. (2010). Functional anatomy of the Achilles tendon. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 18, 638–643.
- Duclay, J., Martin, A., Duclay, A., Cometti, G. y Pousson, M. (2009). Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. *Muscle Nerve*, 39, 819–827.
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R, Duda, G. N. y Heller, M. O. (2006). A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39, 2798–2809
- Enoka, R. M. (1996) Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal Applied of Physiology*, 81(6), 2339–2346.

- Farthing, J.P y Chilibeck, P.D. (2003). The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *European Journal of Applied Physiology*, 89, 578–586
- Fath, F., Blazevich, A.J., Waugh, C.M., Miller, S.C.y Korff T. (2010). Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans. *Journal Applied of Physiology* 109, 1644–1652
- Finni, T., Hodgson, J.A., Lai, A.M., Edgerton, V.R.y Sinha, S. (2003)Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *Journal Applied of Physiology*, 95(2)829-37
- Finni, T. (2006). Review Structural and functional features of human muscle–tendon unit. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 16, 147–158
- Fukashiro, S., Komi, P.V., Järvinen, M. y Miyashita, M. (1995a) In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(5), 453-8.
- Fukashiro, S.,Itoh, M.,Ichinose, Y.,Kawakami, Y. y Fukunaga, T. (1995b) Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71, (6) 555-557
- Fukunaga, T., Roy, R.R., Schellock, F.G., Hodgson, J. A. y Edgerton, V. R. (1996). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *Journal of Applied Physiology*, 80 (1), 158–165.
- Gärden, A., Movin, T., Svensson, L. y Shalabi, A. (2010) The long-term clinical and MRI results following eccentric calf muscle training in chronic Achilles tendinosis. *Skeletal Radiology*, 39,435–442
- Grigg, N. L., Wearing S. C. y Smeathers, J. E. (2009). Eccentric calf muscle exercise produces a greater acute reduction in Achilles tendon thickness than concentric exercise. *British Journal of Sports Medicine*, 43, 280-283
- Guilhem G., Cornu C.y Guével A. (2010). Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53, 319–341
- Izquierdo M. (2008) *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Madrid. Editorial Médica Panamericana.
- Hashefi M. (2009). Ultrasound in the Diagnosis of Noninflammatory Musculoskeletal Conditions MRI and Ultrasound in Diagnosis and Management. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1154, 171– 203 .

- Heinemeier, K. M. y Kjaer, M. (2011). *In vivo* investigation of tendon to responses mechanical loading, *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 11(2), 115-123.
- Hill, A.V. (1950). Mechanics of the contractile element of muscle. *Nature*, 166(4219):415-9.
- Jarvinen, T.A., Kannus, P., Paavola, M., Jarvinen, T.L., Jozsa, L. y Jarvinen, M. (2001). Achilles tendon injuries. *Current Opinion in Rheumatology*, 3, 150–155.
- Jurado, A. y Medina, I. (2008). *Tendón, Valoración y tratamiento en Fisioterapia*. Barcelona Paidotribo.
- Jure, F. A. y Belluzo S. (2011) Dispositivo de simulación de la contracción isométrica en músculo esquelético para usos didácticos. XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica Mar del Plata. Recuperado de http://www.sabi2011.fi.mdp.edu.ar/proceedings/SABI/Pdf/SABI2011_124.pdf.
- Kader, D., Saxena, A., Movin, T. y Maffulli, N. (2002). Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *British Journal of Sports Medicine*, 36, 239–249.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S. y Fukunaga, T. (1995). Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European Journal of Applied Physiology*, 72, 37-43.
- Kawakami, Y., Kanehisa, H. y Fukunaga, T. (2008). The Relationship Between Passive Ankle Plantar Flexion Joint Torque and Gastrocnemius Muscle and Achilles Tendon Stiffness: Implications for Flexibility. *Journal of orthopaedic y sports physical therapy*, 38, 5, 269-276
- Kingma, J.J., De Kinkker, R., Wittink, H.M. y Takken, T. (2007). Eccentric overload training in patients with chronic Achilles tendinopathy: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(2).
- Kongsgaard, M., Aagaard, P., Kjaer, M. y Magnusson, S. P. (2005). Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *Journal of Applied Physiology*, 99(5), 1965-71.
- Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Asgaard, P., Kjaer, M. y Magnusson S. P. (2007). Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiology*, 191 (2), 111-21.
- Kraemer, W.J, Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G.A., Dooly, C., Feigenbaum, M.S., Fleck, S.J., Franklin, B., Fry, A.C., Hoffman, J.R., Newton, R.U., Potteiger, J., Stone, M.H., Ratamess, N.A., Triplett-McBride, T.; American College of Sports Medicine. American College of Sports (2002). Medicine position stand.

- Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 34(2), 364-80.
- Kubo, K., Kawakami, Y. y Fukunaga T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 87(6), 2090– 2096
- Kubo, K., Kanehisa, H., Ito, M. y Fukunaga, T. (2001a). Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*, 91(1), 26-32.
- Kubo, Keitaro, Hiroaki Kanehisa, Yasuo Kawakami y Tetsuo Fukunaga (2001b). Influences of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity *in vivo*. *Journal Applied of Physiology*, 91, 277–282
- Kubo, K., Kanehisa, H.y Fukunaga, T. (2002a). Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures *in vivo*. *Journal of Physiology* 538 (1), 219–226.
- Kubo, K., Kanehisa, H. y Fukunaga, T., (2002b). Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures *in vivo*. *Journal of Applied Physiology* 92, 595–601.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Azuma, K., Ishizu, M., Kuno, S.Y., Okada, M. y Fukunaga, T. (2003 a). Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. *International Journal of Sports Medicine*, 24(2), 125-130.
- Kubo, K., Kanehisa, H. y Fukunaga, T. (2003b). Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *European Journal Applied Physiology*, 88, 520–526.
- Kubo, K., Akima, H., Ushiyama, J., Tabata, I., Fukuoka, H., Kanehisa, H. y Fukunaga, T. (2004). Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles *British Journal of Sports Medicine*, 38, 324–330.
- Kubo, K., Yata, H., Kanehisa, H. y Fukunaga, T. (2006). Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European Journal of Applied Physiology*, 96, 305–314.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Yata, H., Tsunoda, N. y Kanehisa, H. (2010). Time course of changes in muscle and tendon properties during strength training and detraining. *The Journal of Strength y Conditioning Research*, 24 (2), 322-31.
- Langberg H, Bulow J., y Kjaer M. (1998). Blood in the peritendinous space of the human Achilles tendon during exercise. *Acta Physiology Scandinavia*, 163,149–53.

- LaStayo, P.C., Woolf, J.M., Lewek, M.D., Snyder-Mackler, L., Trude-Reich E. y Lindstedt S. L. (2003). Eccentric Muscle Contractions: Their Contribution to Injury, Prevention, Rehabilitation, and Sport. *Journal of Orthopaedic y Sports Physical Therapy*, 33, 557-571.
- Lichtwark, G. A. y Wilson, A. M. (2005a.). *In vivo* mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping. *The Journal of Experimental Biology*, 208, 4715-4725
- Lichtwark, G. A. y Wilson, A. M. (2005b.). Effects of series elasticity and activation conditions on muscle power output and efficiency. *The Journal of Experimental Biology*, 208, 2845-2853
- Liebher, R. (2004). *Estructura del músculo esquelético, función y plasticidad. Bases fisiológicas de la fisioterapia*. Madrid, España. McGrawHill-Interamericana.
- Lindstedt, S. L., LaStayo, P. C. y Trude-Reich, E. (2001). When Active Muscles Lengthen: Properties and Consequences of Eccentric Contractions. *News Physiology Sciences*, 208, 4715- 4725.
- Longo, U.G., Ronga, M. y Maffulli, N. (2009). Achilles Tendinopathy. *Sports Medicine Arthroscopy*, 17(2), 112-126.
- Loram, I. D., Maganaris, C. N. y Lakie, M. (2004). Paradoxical muscle in human standing. *Journal Physiology*, 556 (3), 683-689.
- McGinnis, P. M. (2004). *Biomechanics of Sports and exercise.*, 2ª edition, United States. Human Kinetics Publishers. pp 214-229.
- Maffulli, N. (1999). Current Concepts Review-Rupture of the Achilles Tendon. *The Journal of Bone y Joint Surgery*, 81, 1019-36.
- Maffuli N., Lorentzon R. y Alfredson H. (2001). Superior short-term results with eccentric calf muscle training compared to concentric training in a randomized prospective multicenter study on patients with chronic Achilles tendinosis. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 9, 42-47.
- Maffulli, N., Sharma, P. y Luscombe, K. (2004). Achilles tendinopathy: aetiology and management. *Journal of the royal society of medicine*. 97, 472-476
- Maffulli, N. y Longo U.G. (2008) Editorial. How do eccentric exercises work in tendinopathy? *Rheumatology*, 47, 1444-1445
- Maganaris, C. N. (2001). *In vivo* force-length characteristics of human skeletal muscle. *Acta Physiology Scandinavia*, 172, 279-285.
- Maganaris, C. N. (2003). Force-length characteristics of the *in vivo* human gastrocnemius muscle. *Clinical Anatomy*, 16, 215-223.

- Maganaris C.N., Baltzopoulos V. y Sargeant A.J. (2000) In vivo measurement based estimations of the human Achilles tendon moment arm. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 363-369
- Maganaris, C. N., Narici, M. V., Almekinders, L. C. y Maffulli, N. (2004) Biomechanics and Pathophysiology of Overuse Tendon Injuries. Ideas on Insertional Tendinopathy. Review article. *Sports Medicine*, 34 (14), 1005-1017.
- Maganaris, C. N. y Narici, M. V (2005). Mechanical properties of tendon. En Maffulli N., Renström P. y Leadbetter, W. B. Editors. Tendon injuries. Basic science clinical Medicine. (pp. 14-19) Springer London.
- Maganaris, C. N., Narici, M. V. y Maffulli, N. (2008). Biomechanics of the Achilles tendon. *Disabilite Rehabilitation*. 30 (20-22), 1542-1547.
- Maganaris, C. N. y Paul, J. P. (1999). In vivo human tendon mechanical properties. *Journal of Physiology*, 521 (1), 307-313.
- Maganaris, C. N. y Paul, J. P. (2002). Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *Journal of Biomechanics*, 35, 1639 – 1646.
- Magnussen R. A., Dunn W. R. y Thomson A. (2009). Nonoperative Treatment of Midportion Achilles Tendinopathy: A Systematic Review *Clinical Journal Sport Medicine*, 19, 54–64
- Magnusson, S.P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P. y Kjaer, M. (2001). Load–displacement properties of the human triceps surae aponeurosis *in vivo* *Journal of Physiology*, 531 (1), 277–288
- Magnusson, S. P., Beyer, N., Abrahamsen, H., Aagaard, P., Neergaard, K. y Kjaer, M., (2003). Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58, 123–127.
- Magnusson, S. P., Narici, M. V., Maganaris, C. N. y Kjaer, M. (2008). Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *Journal Physiology*, 586 (1), 71-81.
- Mahieu, N.N, Witvrouw, E., Stevens, V., Willems, T. y Vanderstraeten, G. (2004). Test– retest reliability of measuring the passive stiffness of the Achilles tendon using ultrasonography. *Isokinetics and Exercise Science*, 12, 185–191
- Mahieu, N.N., Mcnair, P., Cools, A., D’Haen, C., Vandermeule, K. y Witvrouw, E. (2008). Effect of Eccentric Training on the Plantar Flexor Muscle-Tendon Tissue Properties. *Medicine Science of Sports Exercise*, 40 (1), 117–123.

- Manal, K., Cowder, J. D. y Buchanan T. S. A (2010) Hybrid Method for Computing Achilles Tendon Moment Arm Using Ultrasound and Motion Analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, 2, 224-228
- Martinoli, C. y Bianchi, S. (2007) *Ankle*. Bianchi, S., Martinoli C., Derchi L.E. Ultrasound Of the Musculoskeletal System. Heidelberg, New York Springer. Berlin. (p 794).
- Middleton, P. y Montero, C. (2004) Le travail musculaire excentrique : intérêts dans la prise en charge thérapeutique du sportif Eccentric muscular contraction: implications in treatment of athletes. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, 47, 282–289.
- Morrissey, D., Roskilly, A., Twycross-Lewis, R., Isinkaye, T., Screen, H., Woledge, R. y Bader, D. (2010). The effect of eccentric and concentric calf muscle training on Achilles tendon stiffness. *Clinic Rehabilitation*, 10, 1-10.
- Muraoka, T., Muramatsu T., Fukunaga T. y Kanehisa H.(2005). Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength”, *Journal Applied of Physiology*, 99, 666)
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. y Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90, 1671–1678.
- Narici, M., (1999). Human skeletal muscle architecture studied in vivo y non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *Journal Electromyography Kinesiology*, 9 (2), 97-103.
- Öhberg, L. y Alfredson, H. (2004a). Effects of neovascularisation behind the good results with eccentric training in chronic mid portion Achilles tendinosis? *Knee Surgery of Sports Traumatology Arthroscopy*, 12(5), 465–470.
- Öhberg, L., Lorentzon, R. y Alfredson, H. (2004b). Eccentric training in patients with chronic Achilles tendinosis: normalised tendon structure and decreased thickness at follow up. . *British Journal of Sports Medicine*, 38,8–11
- Paddon-jones, D. y Abernethy P. J. (2001). Acute adaptation to low volume eccentric exercise. *Medicine Science of Sports exercise*, 33, 7, 1213–1219.
- Peltonen, J., Cronin, N.J., Avela, J. y Finni, T. (2010). In vivo mechanical response of human Achilles tendon to a single bout of hopping exercise. *Journal Experimental Biology*, 213, 1259-1265.
- Portney, L.G. y Watkins, M..P. (2010). Review of: Foundations of Clinical Research Applications to practice. *The internet journal of allied health sciences and practice*, 3, 836-840, 849.

- Proske, U. and Morgan, D. L. (2001) Topical Review Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*, 537.2, 333–345.
- Rabita, G., Couturier, A. y Lambertz, D. (2008) Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping, *European Journal of Applied Physiology*, 103,163–171.
- Rack, P.M.H., Ross, H.F., Thilmannt, A.F. y Walters, D.K.W. (1983). Reflex responses at the human ankle: the importance of tendon compliance. *Journal Physiology*, 344, 503-524.
- Rassier, D.E., MacIntosh, B.R., y Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*. 86 (5), 1445–1457.
- Rees J.D., Wilson A.M y Wolman R.L. (2006). Review Current concepts in the management of tendon disorders. *Rheumatology*, 45, 508–521
- Rees, J.D., Lichtwark, G.A., Wolman, R.L. y Wilson, A.M. (2008). The mechanism for efficacy of eccentric loading in Achilles tendon injury; an in vivo study in humans. *Rheumatology*, 47, 1493–1497.
- Reeves, N.D., Maganaris, C.N. y Narici, M.V. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *Journal Physiology*, 548 (3), 971-81.
- Reeves N. D., Maganaris C.N., Longo S. y Narici M.V. (2009) Differential adaptations to eccentric *versus* conventional resistance training in older humans. *Experimental Physiology*, 94 (7), 825–833
- Roig M. y Ranson C. (2007). Literature review Eccentric muscle actions: Implications for injury prevention and rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*, 8, 88–97
- Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B. y Reid, D.W., (2009). The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 43, 556–568.
- Roig, M., MacIntyre D.L., Eng J.J., Narici, M., Maganaris, C. y Reid W.D. (2010). Preservation of eccentric strength in older adults: Evidence, mechanisms and implications for training and rehabilitation. *Experimental Gerontology*, 45, 400–409
- Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M. y Magnusson, S. P. (2002). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis

- and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 12 (2), 90-8.
- Rompe, J. D., Nafe, B., Furia, J. P. y Maffulli, N. (2007) Eccentric Loading, Shock-Wave Treatment, or a Wait-and-See Policy for Tendinopathy of the Main Body of Tendo Achillis A Randomized Controlled Trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 35, 3
- Sayana, M. K. y Maffulli, N. (2007). Eccentric calf muscle training in non-athletic patients with Achilles tendinopathy. *Journal Science Medicine of Sport*, 10, 52–58.
- Seynnes, O.R., Erskine, R.M., Maganaris, C.N., Longo, S., Simoneau, E.M., Grosset, J.F. y Narici, M.V. (2009). Training induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *Journal of Applied Physiology*, 107 (2), 523-30.
- Shalabi, A., Kristoffersen-Wilberg M., Svensson, L., Aspelin P. y Movin, T. (2004) Eccentric Training of the Gastrocnemius-Soleus Complex in Chronic Achilles Tendinopathy Results in Decreased Tendon Volume and Intratendinous Signal as Evaluated by MRI. *American Journal of Sports Medicine*, 32, 1286
- Sharma, P. y Luscombe, K. (2004). Achilles tendinopathy: aetiology and management. *Journal of the royal society of medicine*. 97, 472-476.
- Silbernagel, K. G., Gustavsson, A., Thomeé, R. y Karlsson, J. (2006). Evaluation of lower leg function in patients with Achilles tendinopathy. *Knee Surgery of Sports Traumatology Arthroscopy*, 14, 1207-1217.
- Stevens W. P. (1997) Reconstruction of three-dimensional anatomical landmark coordinates using video-based stereophotogrammetry *Journal of Anatomy*. 191, 277- 284.
- Suarez G.R., Acero J., Kwon Y. H., Scheirman G.L. y Hatfield D. (2009) Biomecánica deportiva y control del entrenamiento. Universidad de Antioquia. Instituto Universitario de Educación Física. Medellín. Funambulos Editores, p. 9
- Sugisaki, N., Kawakami, Y., Kanehisa, H. y Fukunaga, T. (2011). Effect of muscle contraction levels on the force–length relationship of the human Achilles tendon during lengthening of the triceps surae muscle–tendon unit. *Journal of Biomechanics*, 44, 2168–2171.
- Wang, J. H. C (2006). Review Mechanobiology of tendon. *Journal of Biomechanics*, 39, 1563–1582.
- Wasielowski, N. J. y Kotsko K. M. (2007). Does Eccentric Exercise Reduce Pain and Improve

- Strength in Physically Active Adults with Symptomatic Lower Extremity Tendinosis?
A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 42(3), 409–421
- Werd, M.B. (2007). Achilles Tendon Sports Injuries. A Review of classification and Treatment. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97 (1), 37-48.
- Winter, A. W. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Third edition Wiley: 77, 214,215.
- Woodley, B. L., Newsham-West, R. J y Baxter, G. D. (2007). Chronic tendinopathy: effectiveness of eccentric exercise *British Journal of Sports Medicine*, 41,188–199.
- Wren, T. A. L., Yerby, S.A., Beaupré, G. S. y Carter, D. R. (2001). Mechanical properties of the human Achilles tendon. *Clinical of biomechanics*, 16, 245-251.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum D., WhittleM., D’Lima D.D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O. y Stokes, I. (2002). Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35, 543-548.
- Ying M., Yeung E., Li B., Li W., Lui M. y Tsoi C-W. (2003). Sonographic evaluation of the size of achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle *Ultrasound in Medicine y Biology*, 29, 5, 637–642

ANEXOS



Anexo I: Carta de consentimiento informado



Dipartimento di Scienze del Movimento Umano e dello Sport

Università degli studi di Roma "Foro Italico"

Documento informativo del progetto

Nome di ricerca "Risposta tendine d'Achille esercizi eccentrici"

MOTIVAZIONE

Alcune ferite sono eccessivo a causa di cambiamenti di attività fisica, come l'aumento improvviso di intensità e durata della preparazione atletica,

L'alta incidenza di infortunio al tendine d'Achille è collegato al carico meccanico imposto al tendine durante l'attività fisica.

La rottura del tendine d'Achille di solito si verificano in persone sedentarie che svolgono attività fisica intermittente e di esaurimento. In entrambi i casi i risultati danno dall'incapacità del tendine di adattarsi ai cambiamenti di carico meccanico associato a un aumento dell'attività fisica.

Conosciuto come il tendine di Achille risponde ad un particolare tipo di esercizio ci aiuterà a stabilire il miglior tipo di formazione per prevenire le lesioni tendinee e il miglior trattamento per la riabilitazione di Achille tendinite.

OBIETTIVI

Determinare le modifiche di strutture e funzionali di esercizio eccentrico tendine di Achille con carichi progressivi, per dimostrare l'importanza dell'attività fisica eccentrica nella prevenzione e la riabilitazione degli infortuni sportivi

SELEZIONE DEI PARTECIPANTI

La selezione dei partecipanti sarà effettuata in base alle risposte ottenute dal **questionario sullo stato di salute**; saranno inclusi nello studio gli individui definiti " clinicamente stabili " in base a classici criteri stabiliti in

ambito medico-scientifico ed esclusi coloro i quali praticano attività sportiva di tipo agonistico o professionistico. I volontari selezionati saranno quindi suddivisi in due

gruppi in modo casuale. **Prima di prendere parte allo studio, ogni volontario devono presentare un certificato medico attestante che possono svolgere attività fisica.** Per l'intera durata della ricerca, inoltre, Le sarà chiesto di non cambiare abitudini alimentari e il livello di attività fisica.

COSA COMPORTA LA SUA PARTECIPAZIONE

Nel caso in cui Lei deciderà di partecipare allo studio, il disegno sperimentale di questa ricerca Prevede due visite al laboratorio di biomeccanica prima e dopo il protocollo di esercizio, per circa 1 ora e andare per 12 settimane in palestra, 5 volte la settimana il primo mese e tre volte la settimana al mese, secondo e terzo, orario sarà adattato in base alla convenienza di ogni partecipante

PROCEDURE

1. Ci sarà una valutazione iniziale per caratterizzare i partecipanti.
2. I partecipanti poi sviluppare un protocollo di esercizio di arti inferiori, in particolare la caviglia per 12 settimane, per rafforzare la regione caviglia.
3. Dopo il protocollo di esercizio è stato ripetuto con una prima valutazione con l'obiettivo di cambiamenti identificar tendine dopo il piano di formazione.

Prima valutazione:

Si compone di 3 parti:

1. Questionario: il volontario risponde ad alcune domande circa i vostri dati: sesso, età, peso, altezza, attività fisica (tipo di attività, l'intensità e la frequenza di esecuzione)
2. Misura del tendine di Achille: il partecipante a giacere a faccia in giù su una barella con il suo tallone sul lato esterno. Posizionamento di un moncone sull'avampiede, alcuni marcatori nella pelle e la sonda ad ultrasuoni sul polpaccio. Vi verrà chiesto di effettuare una contrazione muscolare per misurare la forza generata dal polpaccio con un dinamometro e poi, misurando la variazione di lunghezza del tendine con massima contrazioni isometriche con l'ecografia e software video.
3. Valutazione dei saltabilidad ed equilibrio su una piattaforma di forza

Esercizio protocollo

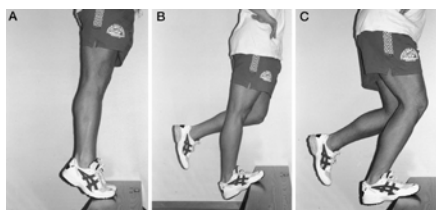
Si tratta di un protocollo di 12 settimane, diviso in due parti:

La prima parte è composta da 4 settimane e il secondo 8 settimane, organizzate come segue:

Nelle prime parte che il partecipante sta cercando di acquisire una corretta tecnica, ottenere una base di forza e di resistenza nel corso dell'ultima settimana hanno familiarità con la valutazione dei MR tests.

La seconda parte che il partecipante sta cercando garantire l'adattabilità del muscolo al carico.

Esercizio: dalla posizione dei piedi su una scala o da banco (10 a12cms), alzando i tacchi, con la forza del piede destro, (A) poi passare tutto il peso sulla parte anteriore del piede destro (piegare la gamba sinistra) e abbassare il tallone a sinistra fino a toccare il suolo (B) e ripetere il movimento.



A partire dalla terza settimana ha cominciato a condurre lo stesso esercizio con caricamento progressivo, secondo i risultati della valutazione di massima resistenza, fino alla fine di 12 settimane

Ogni 2 settimane, una valutazione della forza da laurea carico.

Prima che il riscaldamento del protocollo di esercizio sarà resa è una mobilità generalizzata comune e di una passeggiata veloce (3 minuti) con i movimenti del braccio.

Dopo il protocollo di esercizio è stato quello di condurre un raffreddamento consistono, in generale, esercizi di stretching

Di valutazione finale

Nel protocollo di esercizio, ogni volontario si terrà la stessa valutazione iniziale

QUALI SONO I BENEFICI

Accettando di partecipare al presente progetto, alla fine del protocollo di esercizi hanno migliorato la loro condizione fisica e mentale in generale, in particolare la stabilità muscoli e le articolazioni della parte inferiore, grazie ai due tipi di esercizi, che si riflette nelle loro attività quotidiane

Ciò non comporterà per Lei alcun aggravio di spese, le quali saranno tutte a carico dell'Università degli Studi di Roma "Foro Italico".

Partecipando al progetto, in ogni caso, avrà contribuito ad ampliare le conoscenze nell'ambito della biomeccanica Umana, proiettata verso il settore della prevenzione e della riabilitazione delle lesione del tendine e della caviglia.

QUALI SONO I RISCHI

Nessuno degli esperimenti che rientrano nel presente progetto comporta dei rischi per la salute dei partecipanti; in la valutazione iniziale e finale l'unico inconveniente sarà marcatori e tutti gli altri strumenti utilizzati sono difatti innocui. Il protocollo di esercizio è minimo perché hanno lavorato con carichi progressivamente, assicurando l'adattabilità del corpo ai carichi di prova e la massima resistenza(MR) saranno monitorati con monitor della frequenza cardiaca e la tabella di percezione di sforzo di Borg

Probabilmente alcuni partecipanti sentire dolore durante le prime sessioni di formazione, ma queste diminuiranno nel corso delle prossime sedute, come i muscoli adattarsi allo stress e, se necessario, effettuare le cure necessarie, che in questo caso sarebbe stretching, crioterapia e massaggio.

INTERRUZIONE DELLO STUDIO

Tutti i partecipante possono fare tutte le domande sulle procedure, rischi, benefici e altre questioni legate alla ricerca e il trattamento del soggetto che saranno risposte e chiarire eventuali domande de lei.

La Sua adesione a questo programma di ricerca è completamente volontaria. **Ogni partecipante ha il diritto di abbandonare l'esperimento in qualunque momento, anche dopo aver dato il proprio consenso scritto e senza l'obbligo di fornire alcuna ragione al responsabile della ricerca.**

Il ricercatore si impegna a fornire informazioni aggiornate ottenuti durante lo studio, anche se questo influirà sul soggetto volontà di continuare a partecipare

RISERVATEZZA DEI DATI PERSONALI

Il Centro di sperimentazione **Dipartimento di Scienze del Movimento Umano e dello Sport Università degli Studi di Roma "Foro Italico"** responsabile dello studio che Le e' stato descritto in accordo alle responsabilità previste dalle norme della buona pratica clinica (decreto-legge n. 211/2003), tratteranno i Suoi dati personali, in particolare quelli sulla salute e, soltanto nella misura in cui sono indispensabili in relazione all'obiettivo dello studio, altri dati relativi ai Suoi stili di vita, esclusivamente in funzione della realizzazione dello studio.

Natura dei dati

Lo sperimentatore responsabile dello studio La identificherà con un codice: i dati che La riguardano raccolti nel corso dello studio, ad eccezione del Suo nominativo non saranno trasmessi in assenza di sua specifica autorizzazione. Soltanto il medico responsabile e i soggetti autorizzati potranno collegare questo codice al Suo nominativo.

Modalita' del trattamento

I dati, trattati mediante strumenti anche elettronici, saranno diffusi solo in forma rigorosamente anonima, ad esempio attraverso pubblicazioni scientifiche, statistiche e convegni scientifici.

Consenso informato

Sottoscrivendo tale modulo acconsento al trattamento dei miei dati personali per gli scopi della ricerca nei limiti e con le modalità indicate nell'informativa fornitami con il presente documento.

Nome e Cognome dell'interessato (in stampatello)

Firma dell'interessato

Data

ULTERIORI INFORMAZIONI

Se Lei lo richiederà, alla fine dello studio Le saranno comunicati i risultati della ricerca scientifica

relativamente al presente progetto di ricerca. Per ulteriori informazioni e comunicazioni, La

preghiamo di contattare i seguenti sperimentatori:

Delia Constanza Serpa (tanaserpa@hotmail.com)

Palazzo IUSM – stanza 506 – tel. 3477552864