



## **TESIS DOCTORAL**

# Determinación in vivo de las características viscoso-elásticas del Tríceps Sural mediante la técnica de vibración libre

Federico París García

Directores:

Alberto Barroso Caro

Juan Ribas Serna

José Cañas Delgado

Sevilla, 2010



## DEDICATORIA

A mis padres, a mis hermanas, a mi mujer Luz y a mi hijo Federico.

## AGRADECIMIENTOS

Me gustaría dedicar unas palabras de agradecimiento a todas las personas que de algún modo me han ayudado a elaborar este documento.

A mis directores, Alberto Barroso, Juan Ribas y José Cañas por su paciencia y consejos que me han dado en todo momento.

A mis alumnos y compañeros de la Facultad de Ciencias de la Educación de la Universidad de Sevilla por su colaboración desinteresada cuando este proyecto aún era incipiente.

A mis alumnos y compañeros de la Facultad del Deporte por su colaboración y entrega que ha sido decisiva para el desarrollo de los dispositivos.

A todos mis amigos que no dudaron en echarme una mano o tener un momento para escucharme, aconsejarme y animarme en los momentos más difíciles, además de colaborar con entusiasmo en todos los experimentos.

A Francisco Corrales y Thomas Daniel Barry, dos personas que me han demostrado su enorme capacidad de trabajo, su interés por la investigación y su amistad. Por ello, quiero agradecerles de corazón todo su esfuerzo.

A toda mi familia, por su incondicional apoyo. Gracias por hacerme las cosas más sencillas.

Por último y más importante me gustaría agradecer a dos personas el poder estar escribiendo estas últimas palabras de agradecimiento. A mi padre por su infinita paciencia y apoyo. Sin tí, esto no hubiera sido posible. A mi mujer Luz, tu sacrificio, apoyo, ánimo y comprensión han sido fundamentales para mí. Gracias.

## ÍNDICE

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	
1.1 Motivación y antecedentes de la Tesis .....	8
1.2 Objetivos de la Tesis.....	14
1.3 Presentación de la Tesis.....	15
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS Y MECÁNICOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL MTC	
2.1 Introducción.....	19
2.2 Conceptos mecánicos.....	20
2.2.1 Definiciones (Fuerzas externas, tensiones, deformaciones, esfuerzos) .....	20
2.2.2 Comportamiento elástico .....	23
2.2.3 Comportamiento elastoplástico.....	26
2.2.4 Conceptos energéticos .....	27
2.2.5 Ciclo de histéresis .....	28
2.2.6 Fluencia lenta.....	29
2.2.7 Fragilidad y ductilidad .....	30
2.3 Tendones.....	30
2.3.1 Introducción .....	30
2.3.2 Estructura y composición.....	31
2.3.3 Mecanotransducción .....	31
2.3.4 Vascularización.....	33
2.3.5 Respuesta Mecánica.....	35
2.3.5.1 Comportamiento trifásico .....	38
2.3.6 Implicación de la respuesta mecánica en los movimientos .....	39
2.3.7 Valores de los parámetros que definen el comportamiento de un tendón.....	42
2.3.8 Adaptación al entrenamiento .....	45
2.4 Músculos.....	46
2.4.1 Macroestructura de los músculos.....	46
2.4.2 Microestructura de los músculos .....	48
2.4.2.1 Función de las Sarcómeras.....	49
2.4.2.2 Teoría de deslizamiento de los filamentos.....	50
2.4.3 Estructura de una fibra muscular: Dinámica intersarcomérica .....	52
2.5 Inervación .....	56
2.6 Modelo de Hill del MTC .....	57
CAPÍTULO 3: FUNDAMENTOS FÍSICOS DEL MODELO	
3.1 Introducción.....	60
3.2 Sistemas con un grado de libertad: ecuación del movimiento.....	61
3.3 Respuesta de un sistema de un grado de libertad a vibraciones libres .....	63
3.3.1 Caso de vibraciones libres sin amortiguamiento .....	64
3.3.2 Caso de vibraciones libres amortiguadas.....	65
3.3.2.1 Amortiguamiento crítico .....	65
3.3.2.2 Sistemas infraamortiguados .....	67
3.3.3.3 Sistemas sobreamortiguados .....	68
3.4 Respuesta a cargas impulsivas.....	69

## CAPÍTULO 4: ASIMILACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL COMPLEJO MÚSCULO-TENDÓN (MTC) A UN SISTEMA CON UN GRADO DE LIBERTAD. EQUIPOS DESARROLLADOS

4.1 Introducción.....	72
4.2 Ecuaciones del movimiento.....	73
4.2.1 Grado de libertad en desplazamiento.....	73
4.2.2 Grado de libertad en giro.....	81
4.3 Relación entre las propiedades aparentes del complejo MTC y las de sus componentes.....	87
4.4 Descripción de los equipos.....	89
4.4.1 Equipo con el grado de libertad en desplazamiento.....	89
4.4.2 Equipo con el grado de libertad en giro.....	95
4.4.3 Comentarios sobre la evolución de los diseños de los equipos.....	99
4.4.3.1 Equipo basado en el grado de libertad en desplazamiento.....	99
4.4.3.2 Equipo basado en la capacidad de giro del tobillo.....	102

## CAPÍTULO 5: MATERIAL Y MÉTODO

5.1 Introducción.....	104
5.2 Procedimiento para la obtención de los brazos de palanca.....	105
5.2.1 Procedimiento basado en pedigrafías.....	108
5.2.2 Procedimiento basado en la plataforma de presiones.....	118
5.2.3 Procedimiento basado en radiografías.....	119
5.3 Protocolos específicos de obtención de las medidas.....	119
5.3.1 Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.....	120
5.3.2 Procedimiento basado en la capacidad de giro del tobillo.....	125

## CAPÍTULO 6: TRATAMIENTO DE LOS DATOS

6.1 Toma y análisis de datos.....	132
6.2 Evaluación de las propiedades de rigidez del sistema completo.....	142
6.3 Evaluación de las propiedades del Sóleo y AT por separado.....	144
6.3.1 Enfoque basado en rigideces.....	147
6.3.2 Enfoque basado en flexibilidades.....	152
6.3.2.1 Ajuste por mínimos cuadrados.....	153
6.3.2.2 Ajuste por distancias (Laplace).....	155
6.3.2.3 Recta de Tukey.....	156
6.3.2.4 Ajuste por mínimos cuadrados truncados.....	158
6.3.3 Estudio comparativo.....	160
6.3.4 Consideraciones adicionales.....	163
6.4. Conclusiones.....	167

## CAPÍTULO 7: MEDIDAS OBTENIDAS CON AMBOS PROCEDIMIENTOS

7.1 Introducción.....	169
7.2 Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.....	170
7.2.1 Ensayos llevados a cabo con los distintos pesos.....	170
7.2.1.1 Miembro inferior derecho.....	172
7.2.1.2 Miembro inferior izquierdo.....	181

7.2.2 Aplicación de procedimientos de separación de las rigideces de Sóleo y AT .....	190
7.2.2.1 Miembro inferior derecho .....	191
7.2.2.2 Miembro inferior izquierdo.....	196
7.3 Procedimiento basado en el giro de la articulación del tobillo.....	201
7.3.1 Ensayos llevados a cabo con los distintos pesos.....	202
7.3.1.1 Miembro inferior derecho .....	202
7.3.1.2 Miembro inferior izquierdo.....	211
7.3.2 Aplicación de procedimientos de separación de las rigideces de Sóleo y AT .....	219
7.3.2.1 Miembro inferior derecho .....	220
7.3.2.2 Miembro inferior izquierdo.....	224
7.4 Comentarios sobre los resultados obtenidos.....	229
7.5 Resultados globales para todos los sujetos de la muestra.....	231
7.5.1 Valores obtenidos de $R$ y $r$ .....	232
7.5.2 Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.....	233
7.5.2.1 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MID.....	233
7.5.2.2 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MII .....	234
7.5.2.3 Viscosidad .....	236
7.5.3 Procedimiento basado en el giro de la articulación del tobillo ....	244
7.5.3.1 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MID.....	244
7.5.3.2 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MII .....	245
7.6 Valoración de los resultados .....	246
CAPITULO 8: DISCUSIÓN	
8.1 Introducción.....	249
8.2 Valoración de los resultados de la rigidez aparente del MTC .....	249
8.3 Valoración de los resultados de las rigideces de Sóleo y AT .....	258
CAPÍTULO 9 CONCLUSIONES Y DESARROLLO FUTURO	
9.1 Conclusiones.....	269
9.2 Desarrollo Futuro.....	274
REFERENCIAS 276	
ANEXOS	
ANEXO 1. Solicitud de patente. Equipo basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.....	286
ANEXO 2. Solicitud de patente. Equipo basado en la capacidad de giro del tobillo.....	288
ANEXO 3. Aprobación del comité ético de la US .....	290
ANEXO 4. Aprobación del comité ético de la UPO .....	291
ANEXO 5. Pedigrafías (1 sujeto. MID y MID).....	292
ANEXO 6. Protocolo para el ensayo basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.....	300
ANEXO 7. Protocolo para el ensayo basado en la capacidad de giro del tobillo .....	301

## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

### 1.1 Motivación y antecedentes de la Tesis

La alta profesionalización del deporte actual exige la aportación continuada de resultados deportivos en cada una de las competiciones que se celebran a lo largo de la temporada. Este hecho da lugar a que se desarrolle una compleja estructura organizativa en torno al atleta para obtener el máximo rendimiento deportivo.

Las variables que pueden incidir en el rendimiento deportivo son muchas y muy variadas así como la importancia de cada una de ellas y las posibles vinculaciones entre sí. Son muchos los autores que han descrito distintos esquemas acerca del rendimiento deportivo teniendo en cuenta distintos aspectos. Independientemente del esquema escogido, si se analiza el rendimiento deportivo desde una perspectiva global, éste se enmarca dentro de un complejo entramado (García et al, 1996), figura 1.1.

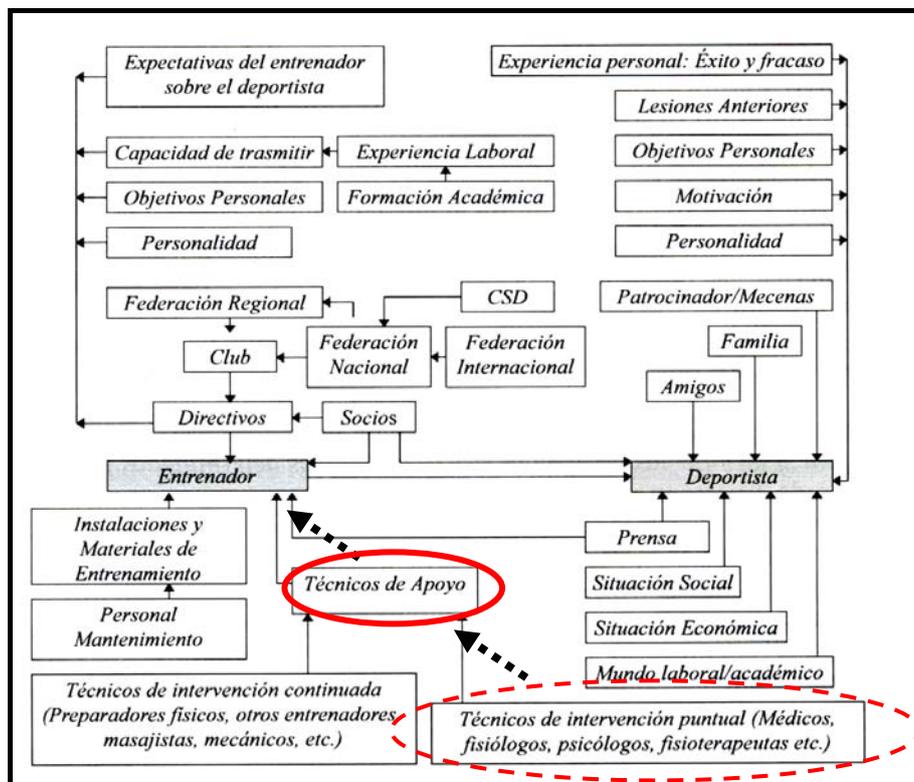
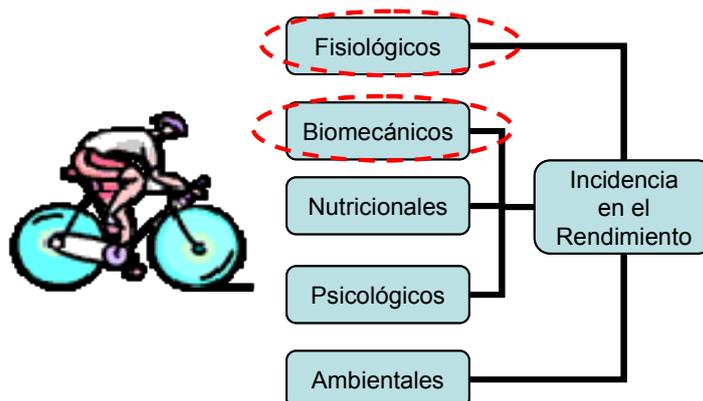


Figura 1. 1. El complejo entramado del deporte (García et al, 1999).

Otros autores (Hargreaves & Hawley, 2003), generalizando los factores que pueden incidir en el rendimiento deportivo los clasifican en aspectos fisiológicos,

nutricionales, del entorno, biomecánicos y psicológicos, figura 1.2. El grado de condicionamiento dependerá del momento de análisis y lo definen como una serie de elementos interrelacionados entre sí que afectan al rendimiento deportivo. Por tanto, si nos centramos en los aspectos biomecánicos y fisiológicos que pueden incidir en el rendimiento deportivo, en primer lugar habrá que disponer de herramientas que nos den información científica sobre el deportista.



**Figura 1. 2. Factores que inciden en el rendimiento deportivo (Hargreaves & Hawley, 2003).**

Es significativa la definición de Sánchez-Bañuelos (Sánchez Bañuelos, 1994) de entrenamiento. Lo define “como una actividad de búsqueda continua de los límites físicos a los que puede llegar el ser humano en el contexto de la competición deportiva, bajo el método científico y el abandono sistemático del método empírico”.

Centrándonos en el método científico aplicado al concepto de entrenamiento y tomando como referencia el esquema del entramado organizativo del deporte en el que el rendimiento deportivo se desarrolla a partir del binomio “Entrenador-deportista”, los técnicos de intervención puntual (médicos deportivos, fisiólogos, biomecánicos,..) que son técnicos de apoyo, deben ofrecer información al entrenador para mejorar el control y aplicación de las cargas de entrenamiento mediante pruebas científicas y en la medida de lo posible con el menor grado de invasividad.

Actualmente, son muchos los procedimientos utilizados por los técnicos de apoyo (p.e. los fisiólogos) para el control bioquímico de la mejora de la respuesta funcional del sujeto a las cargas de entrenamiento. Ocurre curiosamente que existe una correlación inversa entre el grado de relevancia de la medida obtenida y el grado de

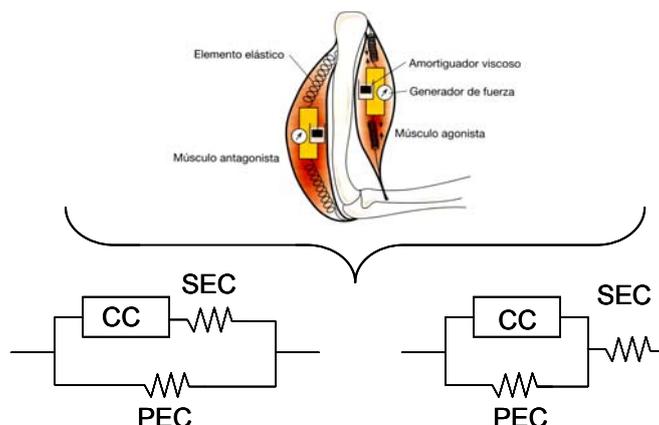
invasividad de la misma. Por ejemplo, la biopsia muscular es el método más invasivo, y nos proporciona la información más valiosa en relación al grado de adaptación del sujeto al entrenamiento (información sobre el porcentaje de fibras musculares, la adaptación de las mismas a las cargas,...). Por otro lado, la menos invasiva, como es el registro de la frecuencia cardiaca (FC) con un pulsómetro, es la que menos información nos da sobre lo que ocurre en el interior del músculo esquelético cuando se genera una contracción. Es cierto que para un atleta la utilización de un pulsómetro es la manera más fácil de controlar la intensidad del entrenamiento, pero es menos fiable desde el punto de vista del control bioquímico.

También los biomecánicos utilizan diversos procedimientos para medir la respuesta del atleta y más concretamente en relación a la respuesta mecánica del músculo. Todas las variaciones de salto (SJ (Squat Jump), CMJ (Contramovement Jump), DJ (Drop Jump)), medidas con plataforma de contacto o con plataformas dinamométricas, dan información que va desde el índice de elasticidad (concepto general que engloba a muchos elementos como por ejemplo la articulación, músculos agonistas y antagonistas) hasta las curvas de fuerza-velocidad.

Otro modo de analizar la respuesta funcional del músculo es asemejar el comportamiento del músculo a un modelo mecánico cuyas variables sean conocidas y “fáciles” de medir a través de ecuaciones que describan dicho comportamiento. Estas ecuaciones deben contemplar todas las variables fisiológicas asociadas al mismo. Estas variables van desde la estructura y los elementos que la componen, las propiedades viscoso-elásticas de dichos elementos y la innervación, hasta la teoría o modelo que justifique la capacidad de producir tensión (contracción muscular). Esto último, está en íntima relación con todas las demás variables.

La elasticidad de las fibras musculares y de las fibras tendinosas tiene un papel muy relevante para la mejora de la efectividad y la eficiencia del rendimiento humano. Tanto los músculos como los tendones tienen un comportamiento mecánico muy similar al de un muelle y por tanto su respuesta podrá ser definida mediante un sencillo modelo elástico (Shorten, 1987). Una manera simple de representar dicho modelo elástico es asemejar la respuesta del complejo músculo-tendón a la respuesta de un sistema de un

grado de libertad amortiguado, figura 1.3, cuyos componentes se destacan y se comentan más adelante, figura 2.22.



**Figura 1. 3. Esquemas de Muelles que representan el comportamiento del músculo.**

El modo en que estas propiedades inciden sobre el comportamiento del sistema es de vital importancia para el rendimiento. Ello se puede observar analizando cómo el ser humano realiza diferentes movimientos a partir del comportamiento del aparato locomotor. La estructura ósea tiene la función de sostenimiento y transmisión de movimiento a través de los distintos segmentos corporales. La musculatura está constituida por elementos que por un lado fijan la estructura ósea para mantener la postura erguida y por otro lado generan movimiento. Normalmente cuando se hace referencia a la musculatura también se incluyen otros elementos que son los tendones, que además de tener una función de protección y de conexión o unión con la estructura ósea, cumplen una función vital para la transmisión de tensiones y para la capacidad de generar movimiento.

En la mayoría de los movimientos que realizamos se producen ciclos de estiramiento-acortamiento (SSC) <sup>(1)</sup> donde el complejo Músculo-Tendón (MTC) <sup>(2)</sup> trabaja de manera excéntrica (el músculo se opone al alargamiento), seguido de una fase isométrica (no hay ni acortamiento ni alargamiento del MTC), y una concéntrica (acortamiento del músculo). Por tanto, la respuesta mecánica global depende de dos

<sup>(1)</sup> SSC: stretch-shortening cycles.

<sup>(2)</sup> MTC: muscle-tendon complex.

factores, en primer lugar de la transformación de energía química en mecánica (Contracción muscular), y en segundo lugar del rendimiento de los elementos elásticos por la capacidad de almacenamiento de energía elástica por parte del tendón a nivel macroscópico y de la Titina a nivel microscópico (la Titina es la proteína elástica que forma parte de la Sarcómera, unidad funcional mas pequeña del músculo). La obtención de la respuesta mecánica del MTC se realizará a partir de la medición de los valores de rigidez y viscosidad en las pruebas de laboratorio.

Un músculo, al mejorar sus valores de rigidez, mejora su capacidad de soportar grandes esfuerzos sin sufrir grandes deformaciones. Esto normalmente se produce aumentando la sección transversal del vientre muscular, necesitándose por tanto más fuerza para deformarlo. Todo esto aplicado a una contracción concéntrica se traduce en una mayor capacidad de producir tensión y por ende, en una mayor capacidad de producir fuerza aplicada por unidad de tiempo, aumentando la capacidad de generar movimientos en un periodo muy corto de tiempo (concepto de potencia). Si lo aplicamos a una contracción excéntrica (concretamente a ciclos de estiramiento-acortamiento), se traduce en una mayor capacidad de producir tensión pero con la finalidad de producir deformación en los elementos elásticos en serie (mallas helicoidales de colágeno en los tendones y Titina en los músculos), para que parte de la respuesta del MTC proceda de la capacidad de almacenamiento de energía elástica. Esto último implica dos hechos: ahorro de energía (ATP <sup>(3)</sup>), por parte del músculo, y una mayor respuesta por unidad de tiempo (mayor potencia).

Es importante resaltar que para que exista una correlación directa entre el rendimiento y los parámetros viscoso-elásticos (viscosidad y rigidez) del MTC, éste tiene que jugar un papel importante en el desarrollo de los movimientos o desplazamientos de la mayoría de las disciplinas deportivas. Con este fin el conjunto músculo-tendón escogido ha sido el Tríceps Sural que engloba al Gastrocnemio (músculo que genera movimiento), el Sóleo (músculo postural) y el Tendón de Aquiles (Aquilles Tendon, AT) implicado en la flexión plantar. La flexión plantar es una fase de la biomecánica de la marcha y por tanto está presente en todas aquellas disciplinas en

---

<sup>3</sup> ATP: Adenosín trifosfato. Nucleótido fundamental en la obtención de energía. Su fórmula es  $C_{10}H_{16}N_5O_{13}P_3$

las que hay que realizar desplazamiento. Incluso juega un papel relevante en situaciones donde se intentan evitar dichos desplazamientos (i.e.: deportes de lucha). Existen disciplinas deportivas donde no se dan ciclos de estiramiento-acortamiento, como por ejemplo la natación, donde el músculo pasa del estado de reposo a producir una contracción concéntrica. Esto implica que la mejora del rendimiento dependería más de factores neuronales, basados en la sincronización de músculos agonistas y antagonistas.

La importancia de las características viscoso-elásticas de los complejos músculo-tendón en la mejora de la eficiencia de la actividad del ser humano en general y de la deportiva en particular está ampliamente aceptado en la literatura científica como se mostrará en capítulos posteriores siendo el objetivo de esta Tesis el desarrollo de equipos y procedimientos que permitan la medición de dichas propiedades viscoso-elásticas.

Los procedimientos que históricamente se han desarrollado para determinar estas propiedades se pueden agrupar en dos grandes bloques, según se realicen o no en tejidos vivos, figura 1.4.

Entre los métodos utilizados con cadáveres cabe citar: el quick release method (Huxley & Simon, 1971), el  $\alpha$ -method (Morgan, 1977), y el null-point method (Rack & Westbury, 1984).

Entre los métodos in-vivo cabe citar el quick release method (Pousson et al, 1990; Fukashiro et al, 1995a), la aplicación de ultrasonidos (Fukashiro et al, 1995b) y los procedimientos basados en la técnica de vibración libre (Shorten, 1987; Lafortune et al, 1996; Fukashiro et al, 2001 y Babic & Lenarcic, 2004).

Estas dos últimas contribuciones, recientemente presentadas (propuestas de Fukashiro y Babic) constituyen la base del presente estudio. Ambas tienen en común el carácter de determinación in vivo de las propiedades viscoso-elásticas del Tríceps Sural mediante la técnica de vibraciones libres pero se diferencian en el sistema de 1 grado de libertad que se selecciona para realizar el estudio. Esta elección condiciona, como se verá, los músculos que se ven involucrados en el ensayo (además del Tendón de Aquiles), y cuyas propiedades podrán ser determinadas.

<b><u>CLASIFICACIÓN DE LOS MÉTODOS PARA CALCULAR K Y C</u></b>		
<b>1. <u>MÉTODOS SOBRE CADÁVERES</u></b>		
-	QUICK RELEASE METHOD	Huxley & Simon, 1971
-	$\alpha$ -METHOD	Morgan ,1977.
-	NULLPOINT METHOD	Rack & Westbury, 1984.
<b>2. <u>MÉTODOS EN VIVO</u></b>		
-	QUICK RELEASE METHOD	Pousson et al, 1990 Fukashiro et al 1995a
-	FREE VIBRATION TECNIQUE	Shorten, 1987 Lafortune et al, 1996 Fukashiro et al, 2001 Babic & Lenarcic, 2004
-	ULTRASONOGRAFÍA	Fukashiro et al, 1995b

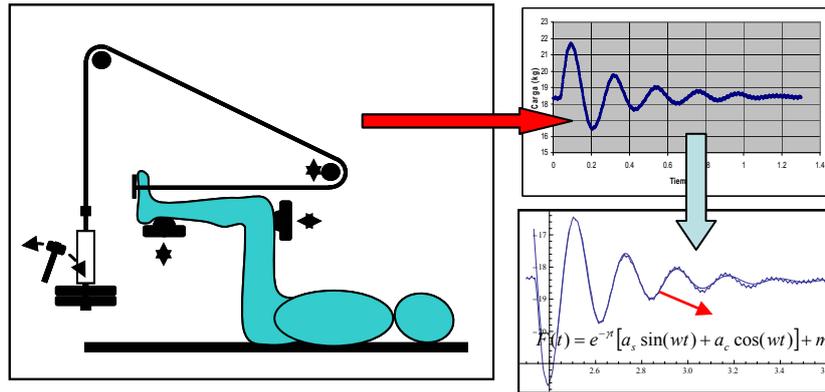
**Figura 1. 4. Clasificación de los estudios en relación al cálculo de las propiedades viscoso-elásticas del músculo utilizando distintas técnicas.**

## **1.2 Objetivos de la Tesis**

El objetivo de la presente Tesis Doctoral es medir las propiedades Viscoso-Elásticas del Tríceps Sural mediante técnicas no invasivas y ajenas a la voluntad del sujeto, concretamente mediante la técnica de vibración libre.

A tal fin, se asemeja la realidad del segmento corporal de la tibia (Tríceps sural) a un sistema de un grado de libertad y se identifica, según el modelo de Hill, cada uno de los elementos que componen el sistema con un muelle con propiedades particulares. En el caso del tendón se supone que su rigidez es constante mientras que en el Sóleo y en el Gastronecmio se supone que tienen una rigidez proporcional a la sollicitación mecánica.

Objetivo primario es consecuentemente la concepción, desarrollo y materialización de un equipo que sea capaz de registrar la respuesta del MTC. En esta Tesis se han desarrollado dos, uno basado en el movimiento longitudinal de la antepierna y el otro basado en el giro de la articulación del tobillo. Para fijar ideas, se muestra en la figura 1.5, el esquema del equipo basado en el segundo procedimiento, con la señal que se capta y su aproximación por la de un sistema con un grado de libertad.



**Figura 1. 5. Esquema del procedimiento de medida basado en la rotación de la articulación del pié.**

Analizar la consistencia interna de cada uno de los procedimientos, desarrollando un protocolo de análisis basado en métodos robustos, y comprobar la consistencia de ambos procedimientos entre sí, constituye finalmente un objetivo derivado de los trabajos realizados en esta Tesis.

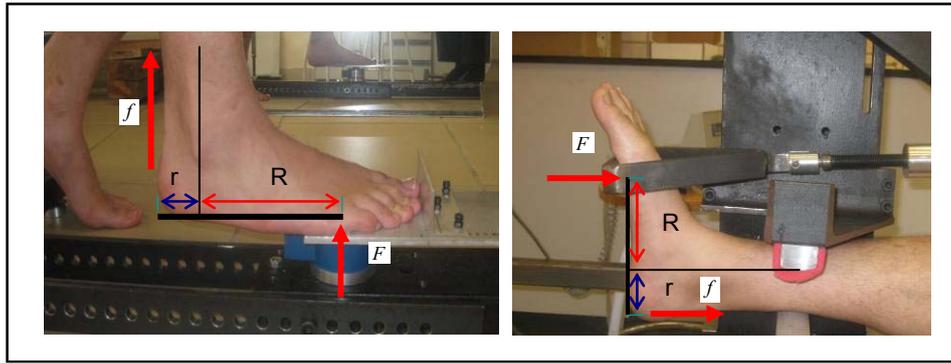
### 1.3 Presentación de la Tesis

Después de este capítulo introductorio, en el Capítulo 2 se revisan los fundamentos mecánicos que representan el comportamiento de los elementos que intervienen en el MTC. Asimismo se revisan la constitución, características y funciones de tendones y músculos.

En el Capítulo 3 se revisan los sistemas de un grado de libertad sin y con amortiguamiento, estudiando la respuesta y los parámetros que la definen.

En el Capítulo 4 se plantean las dos configuraciones que se van a considerar en las que puede asimilarse un movimiento en que se ve involucrado el MTC a un sistema de un grado de libertad. A continuación se estudian las ecuaciones de movimiento de ambas configuraciones y se materializan los equipos que se desarrollan en esta Tesis Doctoral para la medida del registro de la vibración libre amortiguada en la que se ve involucrado el Tríceps Sural.

En el Capítulo 5 se presentan el material y los métodos utilizados en el desarrollo de esta Tesis Doctoral. De particular importancia es el procedimiento de determinación de los brazos de palanca de las fuerzas que intervienen en el equilibrio del pie, por la incidencia que sus valores tienen en el resultado final.



**Figura 1. 6. Equilibrios de momentos de fuerzas establecidos para la obtención de la medida en ambos procedimientos: a) el basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, b) el basado en el giro de la articulación del tobillo.**

Se presentan los protocolos que es necesario seguir para la realización de los ensayos en los dos procedimientos de medida que se han desarrollado en esta Tesis Doctoral. Como anticipo, en la figura 1.6 se presenta una imagen de la disposición del pie en cada uno de los procedimientos, el basado en el desplazamiento vertical de la antepierna y el basado en el giro de la articulación del tobillo, con una representación esquemática del equilibrio de momentos de las fuerzas involucradas.

En el Capítulo 6 se realiza una valoración de los procedimientos de extracción de resultados a partir de procedimientos de ajuste. Esta función de ajuste hay que realizarla en dos ocasiones. El primer ajuste se realiza para asociar la señal captada a la vibración de un sistema con un grado de libertad. El segundo ajuste es para, en base al modelo de Hill, obtener los valores independientes de las componentes del MTC a partir de los valores aparentes del conjunto. Esta segunda operación, aparentemente sencilla desde un punto de vista matemático, resulta compleja por la dispersión de resultados acorde con la naturaleza humana. Ello implica que se puedan utilizar diferentes procedimientos de reducción de datos, los cuales son desarrollados y comparados entre sí en este capítulo, en relación a un individuo, como fase previa a la presentación de resultados en el capítulo siguiente. La discusión se realiza sobre el procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.

En el Capítulo 7 se presentan los resultados completos para un individuo con los comentarios pertinentes sobre los resultados que se obtienen. Puede observarse el excelente grado de similitud entre el comportamiento del MTC y el de un sistema con un grado de libertad, tanto para el caso de desplazamiento de la antepierna como para el

caso de giro del tobillo, en todo el intervalo de aplicación de pesos que un individuo puede aceptar. A continuación se presentan todos los resultados obtenidos para todos los individuos y por medio de todos los métodos de reducción de valores de los parámetros que se han desarrollado en esta Tesis. Ello permite establecer la representatividad y precisión de los diferentes procedimientos y adoptar consecuentemente el criterio de adopción de valores definitivos de las características viscoso-elásticas del MTC.

En el Capítulo 8, y en base al criterio adoptado en el Capítulo 7, se hace una valoración de los resultados obtenidos en el colectivo de los 10 individuos estudiados, para ambas piernas, intentando correlacionar dichos resultados con las características antropométricas del sujeto y su nivel y estado de forma. El estudio se hace en dos etapas, en la primera se comparan los valores aparentes del MTC y en la segunda se comparan los valores individuales de Sóleo y AT. En la primera fase la hipótesis básica es el comportamiento del miembro inferior como un sistema con un grado de libertad, mientras que en la segunda fase, la asignación de valores independientes a las componentes del MTC, se hace también la hipótesis de comportamiento de acuerdo al modelo de Hill.

Finalmente, en el Capítulo 9 se presentan las conclusiones y el desarrollo futuro de estudios y actividades que se pretende realizar tras el trabajo realizado en esta Tesis Doctoral.

En los anexos se adjunta toda la información que complementa la presentada en los distintos capítulos. De este modo, en los anexos 1 y 2, se muestran las solicitudes aceptadas de las patentes conjuntas a través de la Universidad de Sevilla (US) y de la Universidad Pablo de Olavide (UPO) de los dispositivos desarrollados. En los anexos 3 y 4 se adjuntan los documentos que acreditan que el protocolo propuesto para esta propuesta de investigación ha pasado los comités éticos de la US y UPO. En el anexo 5 se presenta un cuadro resumen donde se sintetiza toda la información de la metodología llevada a cabo para la obtención de la medida. En el anexo 6 se presentan las pedigrafías realizadas para un sujeto para ambos miembros inferiores y los procedimientos desarrollados para la obtención de los brazos de palancas ( $R$  y  $r$ ). Por último, en los anexos 7 y 8, se presentan los protocolos exhaustivos que utiliza el investigador para realizar cualquier ensayo requerido en el laboratorio. En el anexo 7 se

presenta el correspondiente al desplazamiento vertical de la antepierna y en el 8 el correspondiente a la capacidad de giro de la articulación del tobillo.

A priori, esto podría ser algo trivial pero la consistencia de los resultados obtenidos depende, en gran medida, del seguimiento de las instrucciones planteadas en dicho documento.

## CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS FISIOLÓGICOS Y MECÁNICOS DEL FUNCIONAMIENTO DEL MTC.

### 2.1 Introducción

En este apartado se van a sumarizar tanto los fundamentos mecánicos como fisiológicos de los elementos involucrados en el comportamiento de los músculos y de los tendones (MTC).

En primer lugar, en el apartado 2.2 se revisan algunos conceptos básicos de la Mecánica de los Sólidos Deformables a cuyo contexto corresponden los objetos de estudio de esta Tesis: músculos y tendones. Así, se revisan los conceptos de fuerzas externas, tensiones, deformaciones, esfuerzos, comportamiento elástico y plástico, trabajo y energía, histéresis, fluencia, y finalmente fragilidad y ductilidad. Todos estos conceptos se utilizan en los apartados posteriores del capítulo y en el desarrollo de la Tesis Doctoral.

En el apartado 2.3 se describe la estructura y composición del tendón y cómo estos factores condicionan la respuesta mecánica de dicho elemento. A continuación se describen algunos procesos fisiológicos que se dan en el propio tendón como consecuencia de esa sollicitación mecánica, lo que da lugar a la mecanotransducción, es decir, transformación de ese estímulo mecánico, mediante una cascada de señalizaciones, en modificaciones morfológicas. También se describe cómo esta alteración fisiológica modifica la respuesta funcional en ejercicio del sujeto a través de la vascularización y otros procesos naturales. Una vez descritas las singularidades del AT se pasa a analizar el comportamiento trifásico del tendón cuando es sometido a un esfuerzo axial aislado. Por último se aborda el papel del AT en los movimientos y se contemplan los valores encontrados de rigidez y viscosidad en distintas propuestas de investigación tanto para animales como para seres humanos.

En el apartado 2.4 se analiza la estructura del músculo esquelético tanto a nivel macroscópico como a nivel microscópico. Se detalla el funcionamiento de la unidad mínima funcional del músculo y se describe la teoría del deslizamiento de los filamentos (contracción muscular). Así, la interacción de muchas de estas unidades en una contracción de una fibra muscular da lugar a lo que se conoce como dinámica intersarcomérica.

En el apartado 2.5 se hace referencia a la inervación del músculo. En los movimientos en general, esta inervación es un condicionante tan importante de la respuesta mecánica del MTC como la estructura de los elementos que lo componen. Se discute la relevancia que la inervación juega en los ensayos que se van a realizar en esta Tesis Doctoral.

Finalmente, en el apartado 2.6 se describe el modelo de Hill, un modelo simplificado de masa-muelle para explicar cómo funciona mecánicamente el MTC.

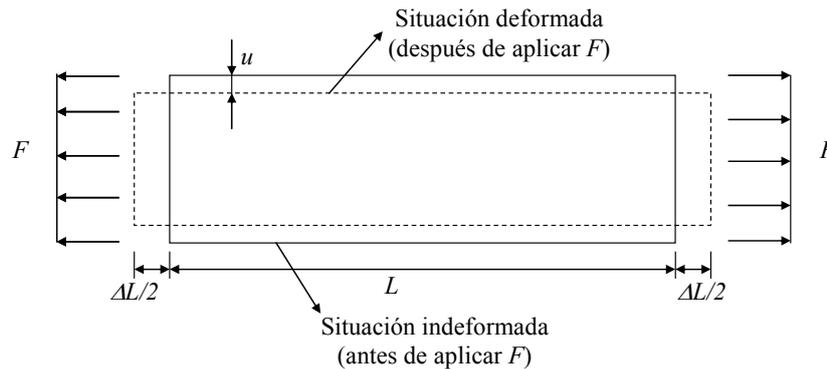
## 2.2 Conceptos mecánicos

El propósito de este apartado es introducir los conceptos básicos de la *Mecánica del Sólido Deformable* que se requieren para el desarrollo de esta Tesis Doctoral. Para una explicación más profunda de estos conceptos puede consultarse (París Carballo, 2000).

### 2.2.1 Definiciones (Fuerzas externas, tensiones, deformaciones, esfuerzos)

La Mecánica del Sólido Deformable estudia el caso de materiales que al solicitarlos ante una *carga externa*,  $F$  en la figura 2.1, experimentan un cambio en las posiciones relativas entre sus partículas lo que puede apreciarse mediante un *campo de desplazamientos*,  $u$  en la figura 2.1. Quedan pues establecidas dos configuraciones geométricas del sólido, la *situación indeformada* antes de aplicar las cargas y la *situación deformada* después de aplicar las cargas, llamándose genéricamente deformación al proceso por el que se producen los cambios en las posiciones relativas de los puntos del sólido. En la figura 2.1 se ha representado por simplicidad el caso de una sollicitación de tracción con su correspondiente deformada. En todo lo que sigue se supone que los desplazamientos son muy pequeños en relación a las dimensiones del sólido.

Nótese que como contrapartida al concepto de sólido deformable, denominamos sólido rígido a aquél en el que ante la acción de cargas externas, no se produce ningún cambio entre las posiciones relativas de los puntos del sólido, es decir la única diferencia entre las configuraciones indeformada (inicial o antes de aplicar las cargas) y deformada (final o después de aplicar las cargas) representadas en la figura 2.1 sería una traslación y/o un giro, lo que se denomina movimiento como sólido rígido.



**Figura 2. 1. Configuraciones indeformada y deformada de un sólido deformable (París Carballo, 2000).**

En el objeto de nuestro análisis, las fuerzas externas (a las que se denominan también cargas) que solicitan el sólido deben estar en equilibrio.

El objetivo de la mecánica del sólido deformable es establecer la relación entre las cargas  $F$  y los desplazamientos  $u$  que aparecen por la acción de las mismas. Esta relación entre  $F$  y  $u$  se hace a través de variables internas del sólido que se introducen a continuación: las *tensiones* y las *deformaciones*.

Las cargas en equilibrio generan, para que cualquier subdominio del sólido esté en equilibrio, unos efectos internos que se representan, de acuerdo a Cauchy (París Carballo, 2000), como una distribución de fuerzas internas por unidad de área, a las que se da el nombre genérico de *tensiones internas* o simplemente *tensiones*. En la figura 2.2 se representa el sólido particular de la figura 2.1 descompuesto en dos subdominios de forma separada para apreciar el sentido de la aparición de tensiones que garantizan el equilibrio de cada uno de los dos subdominios representados en la figura.

En la figura 2.2 solo se ha representado la componente normal,  $\sigma$ , a la superficie de separación del sólido en dos subdominios dado que en el caso representado esta componente es la única que se produce. En general, además de esta componente normal puede haber también componentes tangenciales.

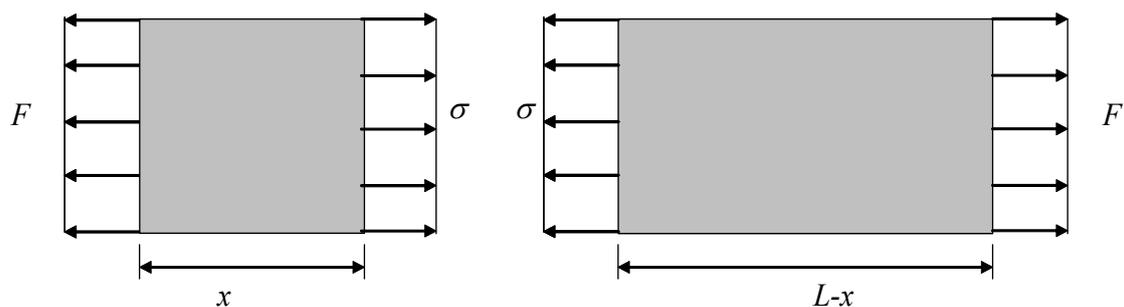


Figura 2. 2. Concepto de tensión, equilibrio de un subdominio (París Carballo, 2000).

En el caso de que la tensión normal tienda a producir un incremento de longitud en el sólido se le llama *tensión de tracción* o simplemente *tracción* y en caso contrario *compresión*.

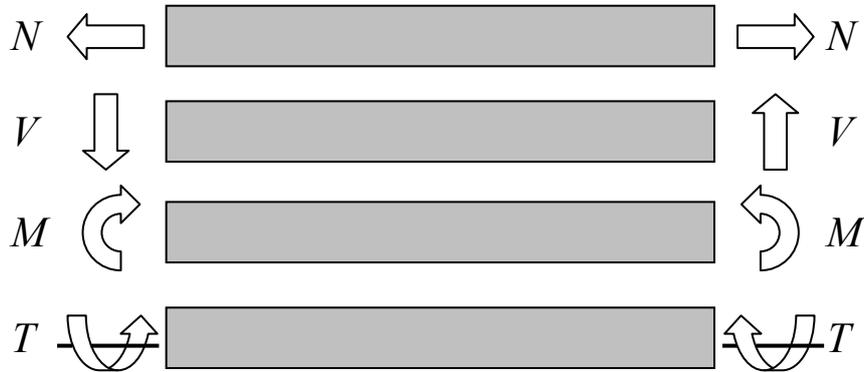
Por otro lado, el cambio de posiciones relativas entre las partículas de un sólido se puede representar a través de unas variables adimensionales, las deformaciones, que representan las variaciones unitarias de volumen y forma del sólido. Así, para el caso concreto de la situación indicada en la figura 2.1, se define la deformación como el alargamiento unitario del sólido, de acuerdo a lo indicado en la figura 2.1 se define la deformación  $\varepsilon$  como el cociente entre la variación total de longitud  $\Delta L$  y la longitud inicial  $L$ .  $\varepsilon$  no tiene consecuentemente unidades y se representa en tantos por ciento o por mil, según corresponda a la naturaleza del material.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2.1)$$

En el caso de que esta deformación sea positiva la denominaremos *alargamiento unitario* y en caso contrario *acortamiento unitario*.

Para el análisis de sólidos en los que ninguna dimensión es significativamente mayor o menor que el resto, los conceptos de tensión y deformación son suficientes para la realización del análisis. Sin embargo, para sólidos, como los que son objeto de estudio en esta Tesis Doctoral (el Tendón de Aquiles, el Sóleo, el Gastrocnemio) en los que una dimensión es significativamente mayor que las otras dos, es habitual, por útil, introducir el concepto de *esfuerzo interno* o sencillamente *esfuerzo*. Los esfuerzos son simplemente las resultantes de las tensiones internas. Las cuatro situaciones posibles se representan en la figura 2.3 donde se ilustran los conceptos de *esfuerzo axial* y *momento flector* provocados por las componentes normales de la tensión a través de la sección

transversal del sólido, y los conceptos de *esfuerzo cortante* y *momento torsor* originados por las componentes tangenciales de la tensión a través de la sección transversal.



**Figura 2. 3. Esfuerzos internos: axil N, cortante V, flector M y torsor T.**

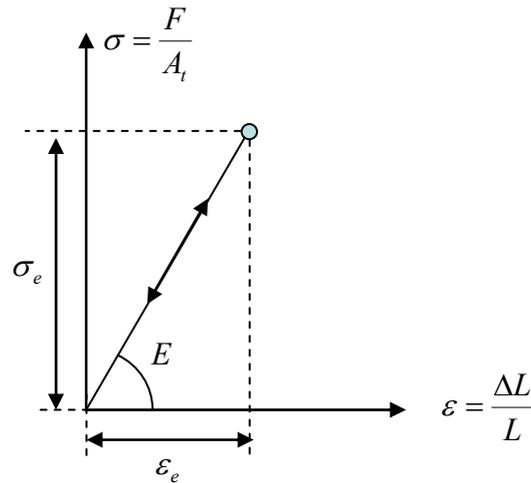
Aunque por complitud se hayan introducido todos los esfuerzos, será el esfuerzo axil, o simplemente el *axil*, el que se utilizará básicamente en el desarrollo de esta Tesis. El axil cuando tiende a provocar alargamientos en el sólido se denomina *axil de tracción* y en caso contrario *axil de compresión*.

### 2.2.2 Comportamiento elástico

Se denomina *ley de comportamiento* o *ecuaciones constitutivas* de un material a la ecuación que liga a las tensiones con las deformaciones de un sólido. Esta relación se obtiene de forma empírica a través de ensayos, siendo el más popular, por sencillo, el ensayo de tracción, en el que una probeta en forma de barra prismática se somete a un esfuerzo axil de tracción.

Lo que se pretende con el ensayo es entrever la relación entre la fuerza  $F$  aplicada y el alargamiento  $\Delta L$  que aparece en la probeta de longitud  $L$ . Mediante un simple cambio de escala en la representación,  $F/A_t$  ( $A_t$  es el área transversal de la probeta)  $= \sigma$  y  $\Delta L/L = \varepsilon$ , se obtiene la relación entre la tensión y la deformación.

Existen muchos tipos de relaciones, tanto en la naturaleza como en materiales fabricados por el hombre, entre la tensión y la deformación. El de mayor interés para esta Tesis (por representar bien el comportamiento de los elementos del MTC) y porque caracteriza el comportamiento (o al menos una parte del comportamiento) de la mayoría de los sólidos, es el comportamiento elástico lineal, que se representa en la figura 2.4.



**Figura 2. 4. Diagrama tensión-deformación de un sólido elástico lineal.**

En el eje horizontal se representan las deformaciones y en el vertical las tensiones. Los valores límites dentro del comportamiento elástico se denominan  $\sigma_e$ , *límite elástico*, y  $\varepsilon_e$ , *deformación correspondiente al límite elástico*.

La pendiente de esta recta se representa por  $E$  y se denomina *módulo de Young* o *módulo de Elasticidad* y tiene las mismas unidades que la tensión. El módulo de elasticidad representa una medida de *rigidez*, o de la propiedad inversa, la *flexibilidad*. Así, si un material A tiene un módulo de Elasticidad  $E_A$  mayor que el de otro B,  $E_B$ , se dice que el material A es más rígido (menos flexible que el B), figura 2.5, porque para llegar a alcanzar una determinada deformación hay que aplicar más carga al A que al B, o lo que es equivalente, al aplicar una determinada carga a los dos materiales la deformación que aparece en el A es menor que la del B. En algunas ocasiones, se asigna de forma incorrecta el concepto elasticidad al de rigidez indicando que un material es más o menos elástico en función del valor de  $E$ . La elasticidad con minúscula (con mayúscula es una parcela del conocimiento), es una propiedad no cuantificable de un material que o se tiene o no se tiene.

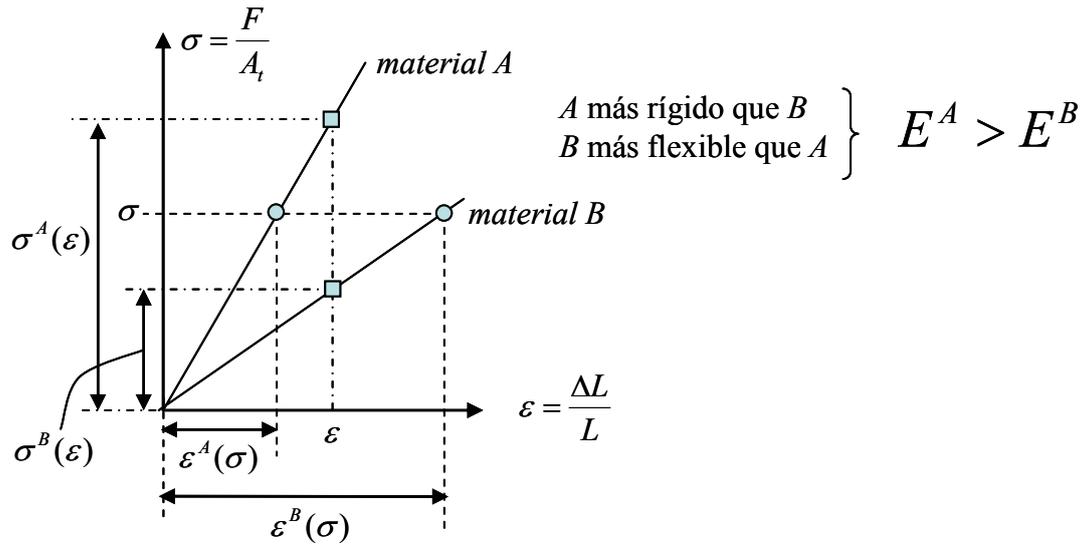


Figura 2. 5. Conceptos de rigidez y flexibilidad.

El comportamiento ilustrado en la figura 2.4 se denomina *comportamiento elástico lineal*. Se llama elástico porque el material vuelve al origen al descargar, es decir no quedan deformaciones permanentes almacenadas y además vuelve por el propio camino de carga. Se trata pues de un proceso reversible. Se denomina lineal por la proporcionalidad existente entre tensiones y deformaciones, es decir a doble tensión le corresponde doble deformación.

La relación entre tensiones y deformaciones asociada al comportamiento elástico lineal se conoce como *ley de Hooke* y se representa en la forma, (2.2).

$$\varepsilon = \frac{1}{E} \sigma \tag{2.2}$$

En realidad Hooke enunció su ley a través de la relación entre fuerza y alargamiento (“ut tensio sic vis”), pero históricamente se ha extendido tanto a la relación general entre deformaciones y tensiones como a comportamientos más complejos (aunque siempre elásticos lineales).

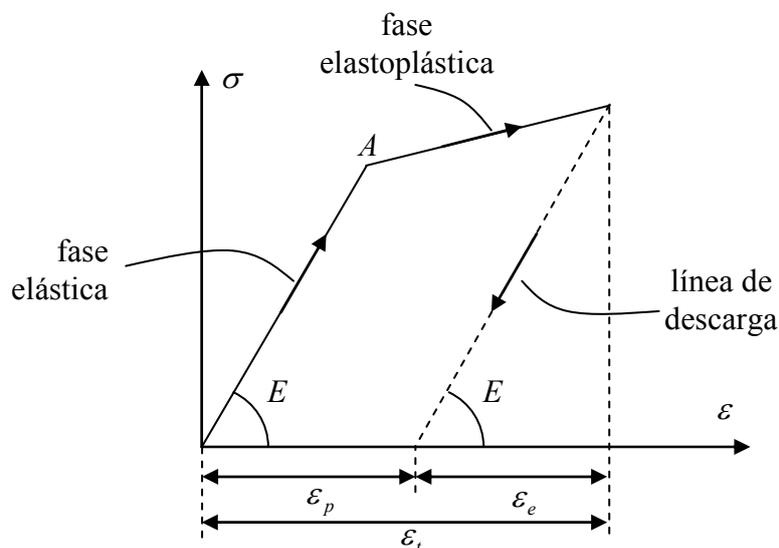
La ley así enunciada es válida para el comportamiento en la dirección de aplicación de la carga, independientemente de la constitución interna de un material. Otra cuestión es la extensión de esta ley en presencia de tensiones asociadas a otras direcciones. En este caso sí que influye la naturaleza del material, que puede ser isotrópica (mismas propiedades en todas las direcciones) o no. El comentario es

pertinente porque en el caso que nos ocupa, los componentes del MTC presentan un comportamiento ortótropo, con propiedades diferentes asociadas a la dirección de las fibras y a las direcciones transversales a las mismas.

También hay que remarcar que pueden aparecer comportamientos elásticos no lineales en los que se mantiene la reversibilidad del proceso de carga pero se pierde la linealidad entre tensiones y deformaciones. Esto también es interesante porque parece ser que el comportamiento de la principal proteína elástica de la sarcómera exhibe un comportamiento elástico no lineal.

### 2.2.3 Comportamiento elastoplástico

De entre los comportamientos no-elásticos conviene en esta revisión de conceptos mencionar el comportamiento elasto-plástico por las referencias posteriores al mismo que se realizarán. En el comportamiento elastoplástico el proceso de descarga no es reversible, quedándose al descargar una deformación permanente, remanente o plástica. Ello se ilustra en la figura 2.6 sobre un comportamiento elastoplástico bilineal.



**Figura 2. 6. Ilustración del comportamiento elastoplástico.**

Cuando se supera el punto A correspondiente al fin del comportamiento elástico lineal, se entra en un tramo de comportamiento elasto-plástico en el que la descarga ya no es reversible sino que se produce una descarga elástica por una recta sensiblemente paralela a la del tramo elástico, de manera que se recupera una deformación elástica  $\epsilon_e$

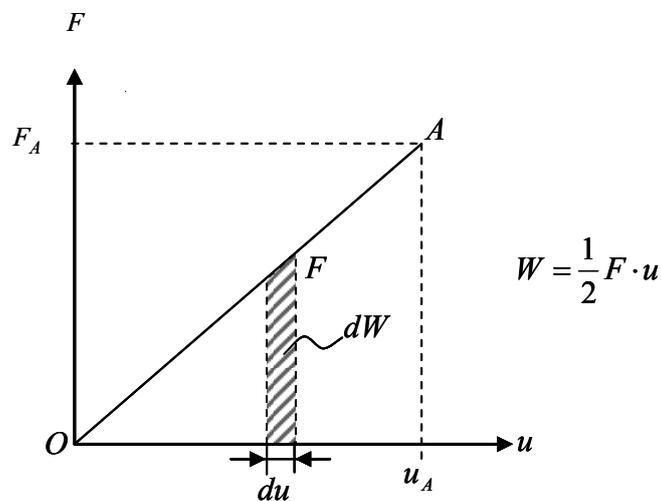
de la deformación total, quedando el resto  $\varepsilon_p$  como *deformación plástica*, permanente o remanente.

### 2.2.4 Conceptos energéticos

Los diagramas tensión-deformación o sus equivalentes fuerza-desplazamiento permiten ilustrar los conceptos de trabajo/energía elástico/a.

El comportamiento deformacional del músculo es un proceso cuasiestático, es decir fuerza y desplazamiento (tensiones y deformaciones) se generan a la par de forma continua. Las fuerzas (las tensiones) al trabajar sobre los desplazamientos (las deformaciones) generan un trabajo (una energía). Así en el caso de la aplicación de una fuerza puntual  $F_A$  que en el proceso de deformación experimenta un desplazamiento  $u_A$  (siempre en la hipótesis de un comportamiento elástico-lineal) el trabajo desarrollado por  $F$  de acuerdo a la figura 2.7, tiene la expresión:

$$W = \int_0^A dW = \int_0^A F du = \frac{1}{2} F_A u_A \quad (2.3)$$



**Figura 2. 7. El concepto de trabajo.**

Nótese que el concepto de trabajo está asociado al área debajo de la relación fuerza-desplazamiento y que el factor  $\frac{1}{2}$  que aparece está asociado por un lado al carácter cuasiestático de la aplicación de la carga (nótese que dicho factor vale 1 cuando  $F$  se aplica sobre  $du$ ) y al carácter lineal de la relación tensión-deformación. En caso de

que la relación no sea lineal este factor cambia para representar el área comprendida debajo de la curva.

En término de las tensiones, *la energía elástica* por unidad de volumen almacenada por un punto de un sólido que ha alcanzado un nivel de tensiones  $\sigma$  y un nivel de deformaciones  $\varepsilon$  (siempre con referencia a un estado unidireccional de tensiones que es el usado hasta ahora para razonar), sería donde  $U$  es la densidad (o energía por unidad de volumen) de energía de deformación.

$$U = \frac{1}{2} \sigma \varepsilon \quad (2.4)$$

La capacidad de realizar trabajo (liberar energía) por unidad de tiempo es muy importante para un deportista y se representa bajo el término *potencia*.

### 2.2.5 Ciclo de histéresis

Nótese que del comportamiento elástico lineal que hasta este momento se ha mostrado se deduce que el material experimenta un comportamiento reversible, es decir, es capaz de almacenar energía de deformación elástica y puede devolverla íntegramente (si le proporcionamos los mecanismos adecuados para hacerlo).

Si el comportamiento es elastoplástico ello no sucede así. De la energía total almacenada por el sólido sólo es capaz de devolver una parte pequeña de la misma, la parte correspondiente a la energía elástica almacenada. Esta parte es pequeña porque normalmente la capacidad de deformación de un material en el régimen plástico es mucho mayor que en el régimen elástico.

Incluso comportándose elásticamente en la carga, y aparentemente en la descarga, no siempre el comportamiento es completamente reversible, produciéndose una situación (área debajo de la curva) como la que se ilustra en la figura 2.8 sobre un comportamiento elástico no lineal, típicamente asociado a la histéresis.

Como puede observarse el comportamiento no es totalmente reversible al no ser idénticas las áreas comprendidas por debajo de las líneas de carga y descarga respectivamente. La diferencia entre ambas energías, sombreada en la figura 2.8,

representa la energía perdida, normalmente en forma de calor por el material durante el proceso de carga y descarga. El fenómeno presentado se conoce por *histéresis*.

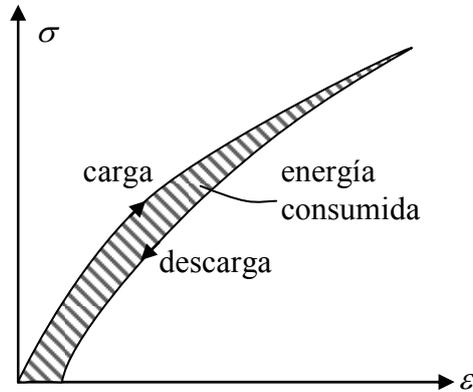


Figura 2. 8. Disipación de energía en ciclos de carga y descarga.

### 2.2.6 Fluencia lenta

Todo lo dicho con anterioridad corresponde al caso de carga cuasi-estática. En presencia de carga sostenida se puede dar la situación conocida como *fluencia lenta*, en que tensiones y deformaciones pueden cambiar con el tiempo ante una condición de contorno que se mantiene. Las dos situaciones posibles se ilustran a continuación, figura 2.9. En el caso considerado en a) se representa la evolución de la deformación con el tiempo cuando lo que se mantiene es la carga, mientras que en b) se representa la evolución de la tensión con el tiempo cuando es la deformación la que se mantiene con el tiempo.

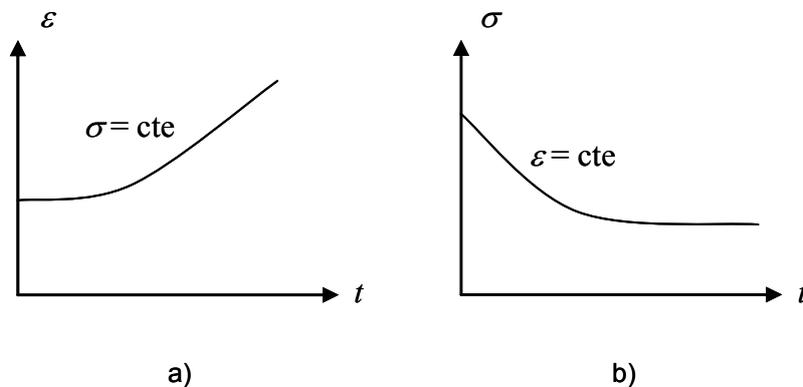


Figura 2. 9. Fluencia lenta: a) caso de tensión constante, b) caso de deformación constante.

En el caso de la situación a) puede verse cómo la deformación aumenta con el tiempo sin necesidad de que aumente la tensión que solicita el material. En el caso de la situación b), lo que puede observarse es cómo consignando la deformación (estirando el sólido y fijando la posición de las mordazas que aplican la carga), la tensión que hace falta aplicar para mantener esta deformación es menor con el tiempo.

### 2.2.7 Fragilidad y ductilidad

Aunque los conceptos de *fragilidad* y *ductilidad* son complejos, la cuestión se simplifica para el tipo de materiales biológicos a los que en esta Tesis se aplican estos conceptos.

En general se acepta como *rotura frágil* aquella en la que no aparecen grandes deformaciones antes de la rotura. Por el contrario, se entiende como *rotura dúctil* aquella en la que aparecen grandes deformaciones antes de la rotura. Aquellos materiales cuyo diagrama  $\sigma$ - $\varepsilon$  es del tipo descrito en la figura 2.4 se denominan *materiales frágiles* y los que tienen un diagrama  $\sigma$ - $\varepsilon$  como el que aparece en la figura 2.6 se denominan *materiales dúctiles*.

## 2.3 Tendones

### 2.3.1 Introducción

La función básica de los tendones es la de transmitir la fuerza (Tensión) de los músculos a los huesos (Best et al, 1994) pero también cumplen otra función importante como es la de transformar energía, ya sea para absorber la de las vibraciones procedentes de los segmentos óseos o para aportar dicha energía almacenada en determinadas situaciones. Cada músculo tiene dos tendones y el punto de unión entre el músculo y el tendón se denomina unión miotendinosa y la unión del hueso se denomina unión osteotendinosa (Mair & Tome, 1972).

Los tendones consisten en una estructura sistémica y densa muy organizada de tejido conectivo dominado por colágeno dividido en fibrillas, fibras, fajos y fascículos y por otras proteínas de la matriz extracelular (ECM, extracelular matrix). La naturaleza de los componentes individuales del tendón está acondicionada para resistir grandes cargas (Tipton et al, 1975; Trotter & Wofsy, 1989).

### 2.3.2 Estructura y composición

La estructura de los tendones a nivel microscópico varía dependiendo de la función a desempeñar y el color suele ser blanco brillante con una textura fibroelástica. Las formas son muy variadas: planos, cilíndricos, en forma de abanico o cordón, dependiendo de cómo vayan unidos al hueso.

El tendón está formado por 55-70% de agua y parte sustancial asociada a una malla proteoglicana de la ECM. Esta estructura de los tendones consiste básicamente en colágeno en un porcentaje de 65-75% (fibras tipo I) y elastina de 2% de la masa seca y ambas enmarcadas en la matriz extracelular (ECM) (Hess et al, 1989; Hooley et al, 1980; Jozsa et al, 1989; Józsa & Kannus, 1997; Tipton et al, 1975). También colágenos tipo III (0-10%), IV (~2%) (Ahtikoski et al, 2003; Hanson & Bentley, 1983), V y VI (~2% del peso seco) están presentes (Ahtikoski et al, 2003; Hanson & Bentley, 1983; Józsa & Kannus, 1997).

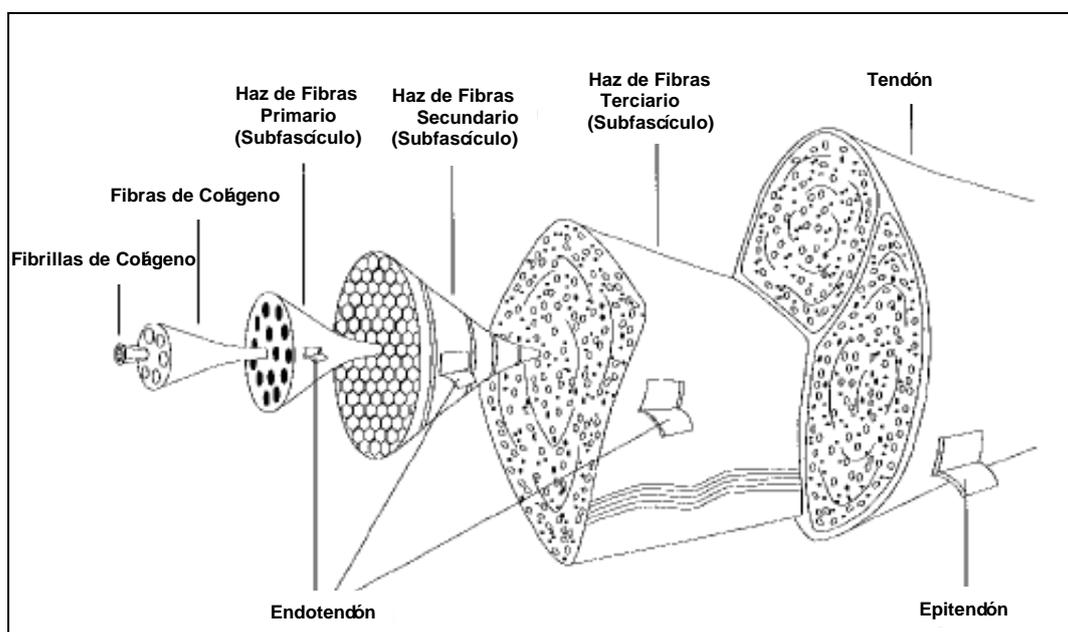
Los elementos constituyentes de los tendones son producidos por fibroblastos denominados tenoblastos y tenocitos, que están organizados en un esquema complejo jerárquico para dar la forma apropiada al tendón. En un tendón intacto las células están enlazadas a otras por una hendidura de enlace. La arquitectura de los fibroblastos suministra al tendón una malla tridimensional que rodea las fibrillas de colágeno y provee una base para la interacción célula a célula. Las moléculas solubles de tropocolágeno forman puentes cruzados para crear moléculas insolubles de colágeno que se van uniendo progresivamente hasta conformar unidades denominadas fibras de colágeno.

### 2.3.3 Mecanotransducción

El MTC está sometido a una serie de esfuerzos que van a provocar unas señales, iniciando una cascada de segundos mensajeros y reacciones intracelulares dirigida desde la expresión génica, transcripción, traslación y la modificación de procesos de traslaciones para la integración de eventos que suministran la síntesis de proteínas en la ECM (Yasuda et al, 1996). Estos mecanismos son entendidos o comprendidos sólo parcialmente. Sí parece cierto que se comparten procesos de señalización modificando su estructura interna para asegurar una óptima transformación compartida de las cargas mecánicas. Aunque existen numerosas investigaciones que describen estos procesos con

exactitud, solo se pretende hacer referencias a ellas para resaltar el grado de complejidad del tendón y su capacidad de adaptación, lo cual explicaría su respuesta mecánica.

La macroestructura de un tendón viene delimitada por tres membranas. En primer lugar, el Endotendón es una fina red reticular de tejido conectivo que rodea las fibrillas y que tiene bien desarrollado un patrón entrelazado de fibrillas de colágeno, figura 2.10 (Kastelic et al, 1978; Rowe, 1985). Este tejido rodea a las fibrillas y une a distintas fibras de colágeno.

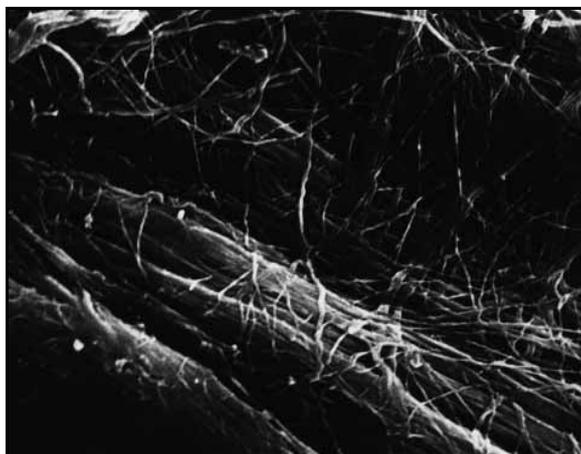


**Figura 2. 10. Macroestructura de los tendones (Józsa & Kannus, 1997).**

En segundo lugar, Epitendón es una relativa densa red de colágeno que tiene hebras de 8-10 nm de espesor. Está situado justo debajo de la última capa que rodea al tendón. Esta malla contiene fibrillas de maneras longitudinal y oblicua y también transversal a la longitud del tendón. Muestra normalmente pequeñas variaciones en la densidad y en la orientación de las fibrillas y en ocasiones las fibrillas están fusionadas con las fibrillas superficiales del tendón (kjaer, 2004), figura 2.11.

Finalmente, algunos tendones están rodeados por un tejido conectivo denominado Paratendón. Solamente está presente en algunas partes de algunos tendones de las manos y de los pies. Tienen esta capa para dotar a la parte más externa del tendón de una lubricación extra que permita un mejor deslizamiento de éste con los elementos

que le rodean y por tanto disminuir así la fricción. Éste es el caso del Tendón de Aquiles. La división del Tendón en fibrillas asegura que el daño producido por sobrecarga sea menor y no tiene porqué expandirse o afectar a toda la estructura del mismo.



**Figura 2. 11. Modo de fusión de fibrillas superficiales del Epitendón con las del tendón (kjaer, 2004).**

Los principales componentes del Paratendón son las fibrillas tipo I y tipo III de colágeno y las fibrillas elásticas. El Paratendón funciona como una funda flexible que permite al tendón deslizarse frente a los tejidos circundantes (Jozsa & Kannus, 1997).

Un racimo o manojo de fibrillas conforman una fibra de colágeno, la cual es la unidad básica del tendón. Una fibra representa la estructura más pequeña de colágeno que puede ser ensayada mecánicamente y está alineada desde el principio hasta el final del tendón, figura 2.11).

La constitución de la matriz extracelular (ECM) la forman sustancias como el colágeno y sustancias proteoglicanas que parecen estar siempre presentes en la mayoría de los tendones (Curwin et al, 1988). La ECM está localizada en el tejido tendinoso, entre las células del músculo y del hueso y trabaja como un enlace funcional.

#### **2.3.4 Vascularización**

Comparados con los músculos, los tendones tienen una vascularización limitada y el área ocupada por los capilares es del 1-2% de la ECM (McCall et al, 1996). En los tendones largos hay varios vasos a lo largo de su longitud (Ahmed et al, 1998). La ECM de los músculos es bastante más rica en vasos porque necesita mejorar el intercambio

metabólico y gaseoso. Durante el ejercicio, en el tendón se produce un aumento del flujo sanguíneo de 7 veces frente a un aumento de 20 veces en el músculo esquelético en condiciones similares (Boushel et al, 2000; Langberg et al, 1998; Langberg et al, 1999; Langberg et al, 2001). Además, cuando el músculo trabaja a máxima intensidad, el flujo de sangre se cierra mientras que el flujo que recibe el tendón se reduce al 20%. Esto implica que no tiene como único objetivo la irrigación del tejido tendinoso y su regulación representa un sistema regulador por separado.

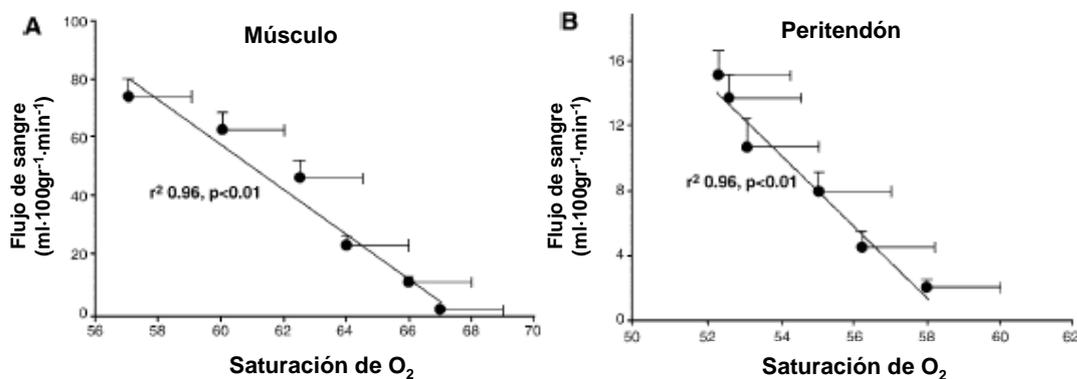
Se han medido agentes vasodilatadores tanto en el tendón como en el músculo. Existen dos sustancias que cambian su concentración y por tanto sus efectos en función del incremento de la intensidad, como son la concentración de Adenosina y de Bradikinina (proteína proteolítica). La primera mejora el flujo sanguíneo a alta intensidad y la segunda lo hace a baja intensidad. La Bradikinina lo hace de manera indirecta a través de liberación de óxido nítrico (NO) y Prostaglandinas (Barrow et al, 1986; O'Kane et al, 1994; Langberg et al, 2002). La concentración de Adenosina se incrementa en una relación dependiente de la intensidad en el músculo mientras que en el tendón es menos marcada y menos dependiente de la intensidad (Langberg et al, 2002).

Estos descubrimientos sustentan la idea de que hay vasos en el tejido conectivo que tienen la función de suministrar sustancias vasodilatadoras mientras hay otros vasos que tienen la función de aportar el máximo de nutrientes y oxigenación en ejercicios de alta intensidad. En el caso de la vascularización del tendón, dichos vasos tienen una doble función: una primera, reparar los procesos inflamatorios de la ECM y una segunda que consiste en compartir flujo sanguíneo a través de vasos orientados al suministro de nutrientes durante el ejercicio.

Las interrogantes más interesantes desde el punto de vista de la vascularización surgen cuando el incremento de la intensidad de carga pueda plantear si se ve comprometido o no el flujo sanguíneo en relación a las necesidades metabólicas de las células del tendón en ejercicio. Para ello se llevó a cabo un estudio de la saturación de oxígeno en el Gastrocnemio y en el AT en reposo y en ejercicio, figura 2.12. Se obtuvo el flujo de sangre y la saturación de oxígeno en situación de reposo y durante ejercicio

incremental de flexión plantar hasta la extenuación, en el tendón y en el músculo (Kjaer, 2004).

Los resultados mostraron una correlación ajustada entre el incremento del flujo de sangre y la saturación de oxígeno en el tejido, es decir, que en el tendón al igual que en el músculo se produce un incremento del flujo sanguíneo, pero cuando el ejercicio se produce a máxima intensidad, en el tendón, a diferencia del músculo, la saturación de oxígeno, a pesar de que decae, no compromete dicha oxigenación, no observándose síntomas de isquemia.



**Figura 2. 12. Evolución del flujo sanguíneo con la intensidad tanto en el AT como en el músculo.**

Al igual que el tejido conectivo del AT, en el músculo, el tejido intramuscular conectivo tiene múltiples funciones, siendo la primera, la de proveer un soporte estructural para los vasos y los nervios. La segunda, el tejido conectivo asegura una respuesta elástica pasiva. La tercera, parece que la organización por paquetes o haces de fibras da lugar a que se transmitan las tensiones de cizalladura provocadas por enlaces compartidos entre fibras adyacentes u organizaciones adyacentes de fibras más complejas. Se ha demostrado que la tensión generada en una parte del músculo puede ser transmitida a otras partes a través de esos enlaces compartidos (Kjaer, 2004).

### 2.3.5 Respuesta Mecánica

Se sabe que la transmisión de “fuerza” a través del MTC depende de la integridad estructural entre fibras musculares individuales y la ECM y es bien sabido que la resistencia a tracción de la matriz está basada en enlaces intra e intermoleculares

y en la orientación de las fibras (Barnard et al, 1987; Calvo et al, 2010; McNeilly et al, 1996; Trotter & Wofsy, 1989; Trotter, 1993).

En contra de la visión clásica de la ECM que establece que este tejido es como algo estático e inerte, existen muchas evidencias relacionadas con los tendones y con el tejido conectivo estableciendo que son estructuras más dinámicas que se adaptan a la variedad de cargas que puede soportar de manera funcional y estructural (Trotter, 1993).

El Perimysio está capacitado especialmente para transmitir tensión. Sin embargo, hay estudios que han demostrado que esta función no la puede desarrollar el Endomysio gracias a la forma curvilínea que tienen las fibrillas de colágeno. Estos elementos, las fibras de colágeno que constituyen la estructura a nivel del Endomysio están orientados a almacenar energía por deformación y por tanto no tienen la suficiente rigidez para la transmisión de tensión.

Tanto en las fibras, como en los paquetes, como en los fascículos (agrupación de paquetes o fardos de fibras de colágeno), se observan las propiedades de arrugamiento y ondulado que son característicos y muy irregulares.

La propiedad de arrugamiento ya sea en una fibra o sucesivas organizaciones más complejas hasta llegar a los fascículos es muy irregular y varía entre 0° y 60°. Esto puede ser debido a la contribución de los elementos oligoproteicos (Józsa & Kannus, 1997; Rowe, 1985).

La orientación de las fibras de colágeno varía en gran medida de un tendón a otro (Józsa & Kannus, 1997). La frecuencia de giro de las fibras así como las distintas texturas que componen el tejido tendinoso deben estar relacionadas con la transmisión óptima de la tensión que genera el músculo esquelético.

Muchos han sido los modelos matemáticos descritos para explicar el comportamiento del tejido de colágeno, para establecer así una base que explique el comportamiento de los tendones (Józsa & Kannus, 1997). Los tres principales tipos de modelos que se han descrito son: estructural, elementos discretos, y elementos continuos (Butler et al, 1978). Para determinar las propiedades mecánicas de un tendón aislado se somete éste a una prueba de tensión *in vitro*. En esta prueba, la probeta de ensayo es sometida a un ensayo de tracción y se registra la deformación producida hasta

la ruptura del mismo. El resultado obtenido, la pendiente entre la tensión  $\sigma$  y la deformación  $\varepsilon$  constituye el módulo de elasticidad de dicho tendón, apartado 2.2.2.

Otro tipo de ensayo que se realiza, además del ensayo cuasiestático anterior, es el ensayo de fluencia, observando la respuesta en función del tiempo, bien sea con control en carga o con control en desplazamiento, apartado 2.2.6.

A pesar de todos estos ensayos, la aplicabilidad de los resultados obtenidos es limitada puesto que las condiciones de ensayo varían notablemente con respecto a su estado natural de funcionamiento.

La respuesta mecánica de los tendones a las distintas cargas es el resultado de la interacción de las propiedades elásticas de sus componentes, de las interacciones de distintos elementos constituyentes, de la forma del propio tendón que estará en base a la sollicitación mecánica resultado de la interacción de fuerzas aplicadas externas y tensiones internas (procedentes de la musculatura correspondiente).

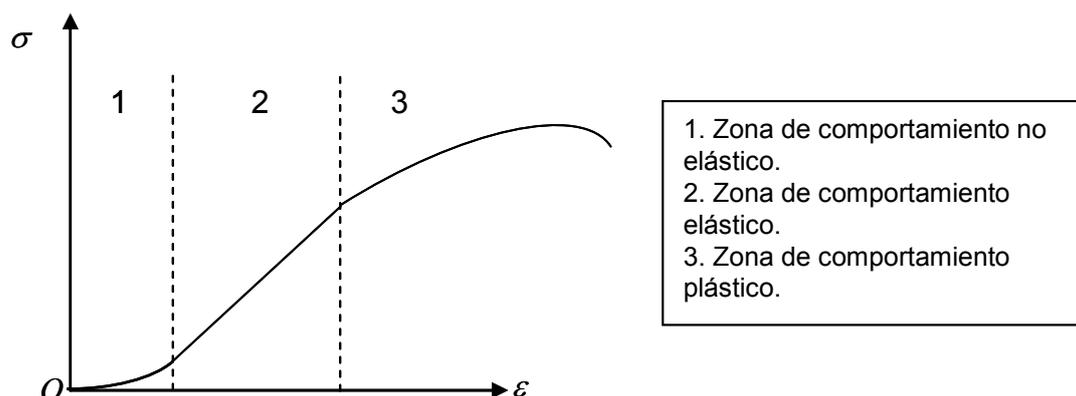
En tendones sometidos a cargas en todas las direcciones, los fajos de fibras están entrelazados sin ninguna orientación específica y los tejidos están organizados irregularmente (O'Brien, 1992). Esto es así para configurar un tejido con un comportamiento cuasi-isótropo del tendón (mismo comportamiento en todas las direcciones). Si la carga externa solo se aplica en una única dirección entonces la organización de las fibras de colágeno será más paralela a la dirección de aplicación de la carga. Éste es el caso de los complejos músculos-tendones cuya musculatura esquelética es fusiforme. Las fibras musculares están dispuestas de manera paralela al eje longitudinal y la función es la de generar mayor tensión muscular. Este tipo de músculos están unidos a tendones cuyas fibras cumplen también esta disposición (O'Brien, 1992).

En estado de reposo, la configuración de arrugamiento anteriormente mencionada aparece tanto en las fibras como en distintos agrupamientos más pequeños de fibras, pero desaparece cuando el grado de sollicitación alcanza el 4% de la capacidad de elongación en un ensayo de tracción (Hess et al, 1989). Cuando desaparece la carga deformante vuelve a aparecer esta configuración arrugada. Esta respuesta observable en

el comportamiento elástico del tendón será repetitiva siempre que la tensión no sobrepase un determinado valor, el límite elástico.

### 2.3.5.1 Comportamiento trifásico

Debido a la configuración indicada, la respuesta mecánica del tendón cuando se ensaya en una máquina de tracción no sigue estrictamente la ley de Hooke y tiene un comportamiento trifásico, figura 2.13.



**Figura 2. 13. Comportamiento trifásico del Tendón de Aquiles en un ensayo de tracción.**

En la primera fase se puede observar una relación exponencial entre la tensión y la deformación producida. Esto se debe a que la tensión inicialmente se emplea en tensar las fibras de colágeno que están ligeramente arrugadas y por tanto pequeños aumentos de tensión provocan inicialmente deformaciones significativas. El rango de sollicitación mecánica corresponde al 1% del total (Józsa & Kannus, 1997) aunque hay autores que la han encontrado entre el 1.5% y 4% (Butler et al, 1978). Los resultados obtenidos in vitro no difieren de los resultados obtenidos in vivo.

Durante la segunda fase, una vez tensado el tendón, se comporta prácticamente como sólido elástico lineal y por tanto cumple la ley de Hooke. El rango de sollicitación llegaría hasta el 4%. La razón de que “casi se comporte como un sólido elástico” se debe a que siempre que nos movamos en dicho intervalo de sollicitación mecánica (4%), el tendón va a retornar a su estado inicial (configuración de ondulada o arrugada) pero no lo hará estrictamente hablando por el mismo lugar, es decir, no va a devolver toda la energía elástica almacenada empleada para deformarlo. Una vez que cese la carga deformante devolverá menor energía dando lugar al ciclo de histéresis, apartado 2.2.5.

Este ciclo de histéresis representa una pérdida de eficiencia, pérdida que se manifiesta en forma de calor, figura 2,14.

Finalmente, en la tercera fase, el tendón, una vez que supera su límite elástico adopta una respuesta plástica hasta el punto de ruptura, apartado 2.2.3. Este punto de ruptura estaría en torno al 8% de sollicitación mecánica.

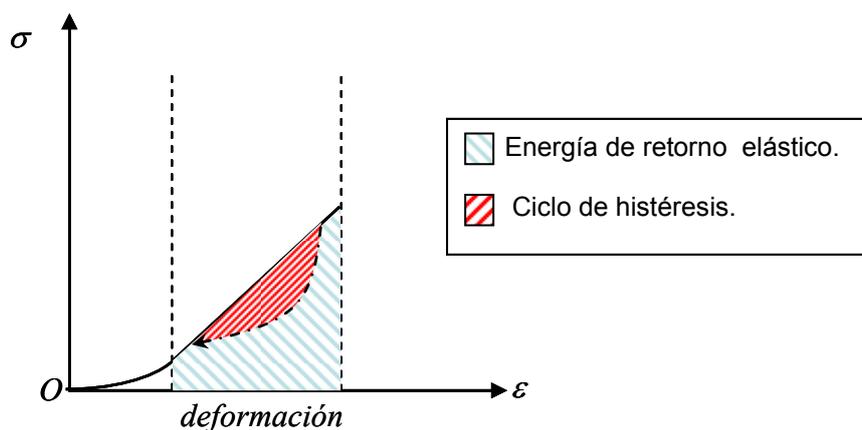


Figura 2. 14. Ciclo de Histéresis del Tendón de Aquiles en una Flexión Plantar.

### 2.3.6 Implicación de la respuesta mecánica en los movimientos

El AT en su comportamiento diario en relación a los movimientos, sufre sollicitaciones mecánicas fisiológicas que suelen estar siempre por debajo del 4% de deformación. Incluso cuando hagamos las mayores fuerzas para las que tenemos capacidad (dinámica máxima o isométrica máxima), los tendones van a estar generalmente trabajando en el primer 50% de la zona de respuesta elástica.

La fuerza necesaria para deformar el AT es mucha y debido a su alta rigidez se deformará poco. Sólo lo hará mediante contracciones musculares muy intensas, casi siempre contracciones excéntricas. Es relativamente fácil deformarlo durante la fase de contracción excéntrica de la pliometría (ciclos de estiramiento-acortamiento, SSC).

Durante la contracción voluntaria máxima, el tendón se deformará sólo un 2%. Esto es importante porque si el tendón fuera fácilmente deformable el funcionamiento del MTC sería muy complejo, ya que se contraería el músculo sin mover el brazo. Un tendón que fuese distensible provocaría:

1. Un retraso electromecánico, que es el tiempo que pasa desde que se activa la contracción muscular hasta que se detecta movimiento en el segmento corporal implicado en el movimiento, cuya magnitud sería tanto mayor cuanto mayor sea la distensibilidad del tendón.

2. En términos de control motor, cuando quisiéramos parar el movimiento ello no se produciría, por lo que tendrían que parar el movimiento los excéntricos o antagonistas mediante una contracción excéntrica, lo que generaría problemas en el control motor y pérdida de eficiencia.

Desde el punto de vista del control motor, interesaría que los huesos conectaran directamente con las fibras musculares. No tendríamos así retraso electromecánico.

3. Cuando se quisiera contraer el bíceps, primero tensaría el tendón, después vendría el brazo, y por tanto se perdería eficacia en la generación de fuerza.

Se ha analizado la estructura de la matriz extracelular en el tendón y el músculo en relación a la respuesta mecánica (propiedades viscoso-elásticas) y se han obtenido resultados dispares. Según estos datos sobre cadáveres la elongación máxima del tendón es del 5-6% (Loren & Lieber, 1995).

La aponeurosis generalmente muestra una mayor distensibilidad (10-12%) que un tendón libre ensayado a tracción (Loren & Lieber, 1995). Esto parece que no se cumple en condiciones en vivo, teniendo la aponeurosis una respuesta mecánica comparable a la del tendón en una contracción isométrica (Lieber et al, 1991).

Los resultados obtenidos en relación a las propiedades viscoso-elásticas en vivo en movimientos articulares fisiológicos han mostrado gran variabilidad (Ito et al, 1998; Maganaris & Paul, 2000). En el caso del tibial anterior, hay estudios que han mostrado una deformación del 2% del tendón y del 7% para la aponeurosis durante la contracción isométrica submáxima (Maganaris & Paul, 2000). Por otro lado, existen propuestas que han encontrado diferencias de hasta 6 veces en cuanto a deformación (sometidos a la misma tensión) entre el tendón y la aponeurosis.

En los tendones, la deformación producida en las fibrillas de colágeno es siempre menor que la deformación producida a nivel estructural en el tendón. Esto

puede ser debido a un deslizamiento a nivel interfibrilar. Existen otras estructuras de colágeno que están sometidas a tensión, lo que queda demostrado por el hecho de que las fibras de colágeno no recorren toda la longitud del tendón y por tanto, la rigidez dependerá de los enlaces cruzados de colágeno (Trotter & Wofsy, 1989; Trotter, 1993). Esto da lugar a que los tendones, al tener menos enlaces cruzados de colágeno son menos distensibles y además son más resistentes a la rotura en ensayos a la tracción.

Las interpretaciones sobre la funcionalidad del tendón y la aponeurosis pueden ser dispares. En primer lugar, lo que muestran los resultados es que el tendón es más rígido que la aponeurosis, es decir, para producir una misma deformación en ambos elementos, en la aponeurosis hace falta aplicar menos tensión. La interpretación de este hecho para la transmisión de tensión por parte del vientre muscular o la aplicación de cargas externas consiste en que el tendón es más rígido para evitar retraso mecánico (la tensión que se produzca en el vientre se transforme directamente en movimiento del correspondiente segmento corporal) por un lado, y por otro, cuando se realizan los SSC (aparece fase excéntrica por encima del rango fisiológico de la articulación) el tendón almacena mayor cantidad de energía por deformación, apartado 2.2.4. En cuanto al papel de la aponeurosis, la interpretación de los resultados implica que es más distensible, es decir, es capaz de aumentar considerablemente su tamaño como consecuencia de la aplicación de dicha carga externa. Esta circunstancia es apropiada para producir grandes desplazamientos en su estructura interna para generar movimiento. Esta última apreciación no está en la misma línea de pensamiento que la bibliografía que establece que una mayor distensibilidad asegura una transmisión más efectiva de las fuerzas contráctiles, capacidad de generar tensión (Kjaer, 2004).

En el AT existe una rotación del propio tendón desde su origen hasta su inserción. Esta rotación se debe a la orientación de las propias fibras de colágeno y a cómo está conectado a través de las uniones miotendinosas al Gastrocnemio y al Sóleo. El AT comienza como una continuación del Gastrocnemio. Al principio es ancho y plano cerca de su origen y afilado y redondo en su parte distal. La unión miotendinosa correspondiente al Gastrocnemio tiene un rango de longitud que va desde los 11 a los 26 cm y la porción del Sóleo va desde los 3 a los 11 cm (Curwin et al, 1988). La parte distal del AT se expande aproximadamente 4 cm por encima de su inserción en la parte media-posterior del calcáneo, a través de una expansión rígida fibrocartilaginosa

(Reynolds & Worrell, 1991). Tal como desciende el AT hacia el calcáneo realiza una espiral hasta los 90° lateralmente. Esto provoca que las fibras que originalmente eran posteriores, después sean laterales y por último anteriores a la parte final. A partir de determinadas investigaciones (Curwin et al, 1988) se observaron las tres mayores variaciones de la formación de la espiral y de la distribución del Gastrocnemio y del Sóleo. La variación de tipo I se encontró en el 52% de los tendones de Aquiles, el tipo II se encontró en el 35% y la variación tipo III se encontró en el 13%. En cada tipo la rotación fue variable dependiendo de la cantidad de fusión entre estos músculos. Cuanto más proximal es la fusión, menor será la rotación. La implicación de esta rotación desde el punto de vista mecánico es que la zona de mayor tensión se concentra donde los dos músculos se encuentran (Reynolds & Worrell, 1991). Otros autores (Biro & Tarsoly, 1967) demostraron que se encontraba entre los 2 cm y los 5 cm por encima de la inserción del calcáneo, la cuál es la zona de menor vascularización. No es casualidad que la mayoría de las roturas tanto parciales como completas del AT aparezcan en esta zona. El tendón de Aquiles soporta tensión en dos planos: el plano sagital (en la flexión plantar y dorsiflexión) y en el plano frontal (inversión y eversión). Esta tensión combinada puede crear una tensión desigual en diferentes partes del tendón (Reynolds & Worrell, 1991) dando lugar a una isquemia torsional.

Otro aspecto importante en relación a la respuesta mecánica del MTC es que la longitud del AT permite que el vientre muscular tanto del Sóleo como del gastrocnemio estén a cierta distancia con respecto a la articulación, mejorando el momento, alargando el brazo de palanca. Este hecho se puede observar en la naturaleza cuando observamos a los animales más veloces. Cualquier cuadrúpedo que desarrolle grandes velocidades de desplazamiento tiene unas patas muy finas y rígidas y una masa muscular pequeña (ahorro de consumo energético) separada de las articulaciones a través de un largo tendón. El caso más llamativo es el canguro que tiene que desplazarse a través de saltos con un consumo ínfimo. Su capacidad de desplazamiento es de unos 20-25 km/h y pudiendo llegar a ser de 70 km/h. La razón de su menor consumo se debe a la capacidad de almacenar energía elástica por parte del tendón.

### **2.3.7 Valores de los parámetros que definen el comportamiento de un tendón**

Los primeros valores documentados de resistencia a la tracción de los tendones se obtuvieron en 1847 (Józsa & Kannus, 1997). Los resultados fueron 6.1 Kp/mm<sup>2</sup> en

un rango de 4.1 Kp/mm<sup>2</sup> a 10.4 Kp/mm<sup>2</sup> en humanos. La resistencia a tracción de los huesos es inferior a la de los tendones (Barnett & Nordin, 1961). La resistencia a tracción es un parámetro que hasta el momento ha sido difícil de medir directamente, sin embargo, hay muchos investigadores en el área de biomecánica que han obtenido evidencias indirectas de estos valores.

Independientemente del rango de valores límites a rotura y el tipo de tensión, sí parece ampliamente aceptado que los movimientos que someten a la máxima tensión a un tendón son los movimientos excéntricos, particularmente aquellos que superan el rango fisiológico de longitud del MTC.

Como ya se ha comentado anteriormente, el papel del tendón dentro de la ejecución de los movimientos es de vital importancia y va más allá de la mera transmisión de la tensión generada por el músculo esquelético. La naturaleza del ser humano es sabia y la función del tendón recobra mayor importancia porque los complejos músculo-tendón están dispuestos con respecto a la estructura ósea de manera que generan palancas para la búsqueda de la máxima eficiencia. Si analizamos la biomecánica de los movimientos, la energía almacenada por los propios tendones se va a aprovechar siempre a través de ciclos de estiramiento-acortamiento (SSC). En estos ciclos se busca deformar el tendón para que la resultante final del MTC sea la suma de la capacidad de generar tensión (también intervienen elementos elásticos en serie como la Titina) y la capacidad de almacenamiento de energía elástica del tendón (mayor eficiencia).

La influencia del entrenamiento de resistencia en las propiedades visco-elásticas del tendón y en su morfología se puede observar a través de distintas propuestas de investigación con humanos y animales (Buchanan & Marsh, 2001; Enwemeka et al, 1992; Kubo et al, 2000a; Viidik, 1967; Woo et al, 1980; Woo et al, 1981). Los resultados obtenidos son muy dispares, yendo desde propuestas que no han encontrado diferencias significativas hasta propuestas que han encontrado variaciones en la morfología y en la respuesta mecánica del tendón de Aquiles del ser humano.

En conejos, después de la aplicación de un protocolo de entrenamiento de 40 semanas, no se encontraron diferencias en el módulo de elasticidad del tendón ensayado a tracción. Sin embargo, en ese mismo estudio el tibial anterior mostró modificaciones

en su módulo de elasticidad sin mostrar cambios en su volumen y masa, lo que sugiere que los cambios se produjeron en su resistencia a tracción más que en su morfología (Viidik, 1969).

Otro estudio mostró diferencias en el módulo de elasticidad en cerdos tras 12 semanas de entrenamiento en el tendón digital extensor con un aumento de la sección transversal cruzada y en el contenido de colágeno (Woo et al, 1981; Woo et al, 1980).

Otros estudios muestran variaciones notables en la morfología del Tendón, variando en función de la duración del periodo de entrenamiento. En estudios con caballos, el área de la sección transversal del Tendón de Aquiles no sufrió variaciones tras 5 meses de entrenamiento y aumentó un 14% después de 18 meses de entrenamiento (Birch et al, 1999; Patterson-Kane et al, 1997; Patterson-Kane et al, 1998).

En estudios con ratas, después de un mes, se redujo el área de la sección cruzada (CSA) del AT, mientras que después de 4 meses ésta aumentó como consecuencia del entrenamiento (Pedersen et al, 2001).

Un estudio con pavos apenas mostró diferencias en el área de la sección transversal, pero sin embargo, sí hubo modificaciones en la respuesta mecánica mejorando su rigidez (Buchanan & Marsh, 2001). Esta mejora de la rigidez por parte del tendón va a permitir una mejora en la capacidad de almacenar energía elástica y por tanto en la economía de carrera, aumentando la cantidad de tensión que puede soportar antes de romperse o dañarse (Kjaer, 2004).

En estudios con caballos, después de 18 meses de entrenamiento se observaron cambios significativos en el área de la sección transversal del AT. Esto muestra el aumento del número de fibrillas de colágeno (Birch et al, 1999). Otro estudio mostró aumento de los fajos de fibras más densos y alineados con las cargas dando lugar a cambios tanto cualitativos como cuantitativos (Vilarta & Vidal, 1989).

En estudios con ultrasonografía en humanos se obtuvieron mayores niveles de rigidez en el complejo tendón-aponeurosis del vasto lateral en corredores de larga distancia con respecto a sujetos no entrenados (Vilarta & Vidal, 1989). Esto contradice

los resultados obtenidos en estudios donde se compara a sprinters con sujetos no entrenados donde no se encontró diferencia alguna (Kubo et al, 2000b).

La máxima carga a tracción tolerable conocida de un tendón depende del área de la sección transversal que a su vez dependerá del área de la sección cruzada (ASC) de los fascículos musculosos adyacentes y esta relación es diferente para cada persona y para cada complejo músculo-tendón dentro de una misma persona (Barrow et al, 1986; Bennett et al, 1986; Ker et al, 1988; Ker et al, 2000; Pollock & Shadwick, 1994). Hay estudios que demuestran una diferencia entre corredores y sujetos no entrenados en su ASC del 20%-30% mientras que no hay diferencias en el módulo de elasticidad del complejo tendón-aponeurosis (Rosager et al, 2002).

La evaluación sonográfica del AT muestra que la ASC del tendón es mayor en aquellos sujetos cuyo historial de actividad física es activo frente a su homólogo sedentario (Ying et al, 2003).

### **2.3.8 Adaptación al entrenamiento**

Para poder aumentar la ASC del AT en humanos, los protocolos utilizados han necesitado de como mínimo 6 meses de entrenamiento previo basado en carrera recreacional en sujetos sedentarios. Un entrenamiento de menor duración provocará mejoras en los niveles de fuerza, pero debido a adaptaciones neuromusculares (Magnusson et al, 2003).

Un resumen de las distintas propuestas en relación a los distintos parámetros que nos dan información sobre el efecto del entrenamiento en la respuesta mecánica del tendón puede ser la tabla 2.1 (Buchanan & Marsh, 2001).

La información que se puede obtener a partir de esta tabla es algo inconsistente. No se pueden establecer relaciones claras entre el efecto del entrenamiento sobre el tendón pero si parece inducir cambios en la estructura y composición química del tendón. Las propuestas revisadas en esta tabla parecen establecer una correlación entre el entrenamiento de resistencia y el aumento de la rigidez y fortaleza del tendón y con probabilidad de que esto se deba a un aumento de la densidad de colágeno con la hipertrofia.

El objetivo de esta Tesis, el desarrollo de equipos de medida para establecer los valores viscoso-elásticos del Tríceps Sural, ayudará a la cuantificación del papel del entrenamiento en las características del MTC.

**Tabla 2. 1. Resumen de las distintas propuestas de entrenamiento del tendón (Buchanan & Marsh, 2001).**

AUTOR	ESPECIE/TENDÓN	FUERZA	RIGIDEZ	COLAGENO	PUENTES CRUZADOS	PROTEOGLICANOS	PESO	CSA	FIBRAS	FIBRILLAS
Inglemark (1948)	Ratas/Aquiles								SC	
Kiiskinen (1977)	Ratón/Patelar	SC					SC			
Viidik (1967)	Conejo/??	SC	SC	SC			SC			
Viidik (1969)	Conejo/TA	↑	↑				SC			
Woo et al. (1980)	Cerdo/Ext. Dig.	↑	↑	↑			↑	↑		
Woo et al. (1981)	Cerdo/Ext. Flex.	SC	SC	SC			SC	SC		
Vailas et al. (1985)	Ratas/ Patelar			SC			SC			
Curwin et al. (1988)	Gallinas/ TA			SC	↓	SC	SC			
Michna and hartmann (1989)	Ratas/Dig. Flex.									↑ Densidad
Vilarta and Vidal (1989)	Ratas/TA	↑								↑ Alineamiento
Enwemeka et.	Ratas/TA									
Simonsen et al. (1995)	Ratas/TA	↑								
Birch et al. (1999)	Caballos/ Dig. Flex.							↑		
kubo et al. (2000)	Humanos/ Vasto lat.		↑							
Buchanan and Marsh (2001)	Aves de corral/ Ta		↑					SC		

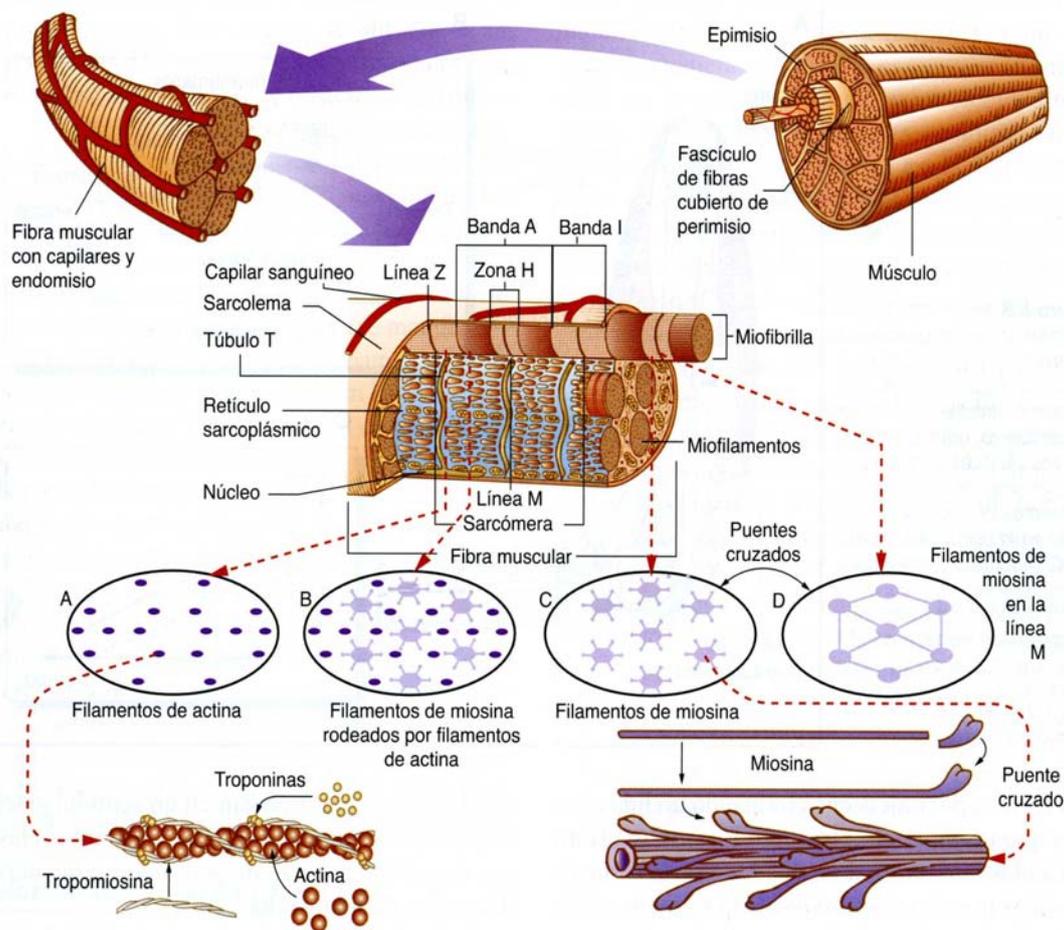
\*SC: Sin cambios.

## 2.4 Músculos

### 2.4.1 Macroestructura de los músculos

Las células que constituyen el tejido muscular (fibras musculares) tienen un diámetro promedio de 50  $\mu\text{m}$  y una longitud variable de 0.5 mm a 20 centímetros. Disponen de una maquinaria proteica diferenciada que permite el fenómeno de la contracción muscular (Pellegrino & Franzini-Armstrong, 1969). Cada fibra muscular está rodeada por una fina red de fibras reticulares (Endomisio). Las fibras musculares se organizan en paquetes o haces de fibras rodeados por estructuras de tejido conjuntivo denominada Perimisio (constituidas por fibras de colágeno elásticas, vasos y nervios). Estos paquetes de fibras musculares están recubiertos por tejido conjuntivo que recubre al vientre muscular denominado Epimisio.

Todas estas estructuras de tejido conjuntivo que recubren las fibras musculares, los paquetes de fibras musculares y al propio vientre muscular, forman parte de los elementos elásticos en paralelo (PEC)<sup>(4)</sup> y no juegan un papel relevante en el proceso de generar tensión en la contracción muscular. Sin embargo, en situaciones estáticas, ausencia de movimiento, soportan parte de la tensión que se transmite a través de las articulaciones (González-Badillo & Ribas, 2002). Las fibras musculares son multinucleadas y tienen abundante citoplasma, estando la gran mayoría del mismo constituido por las miofibrillas, figura 2.15)



**Figura 2. 15. Esquema de la fibra muscular (Pellegrino & Franzini-Armstrong, 1969).**

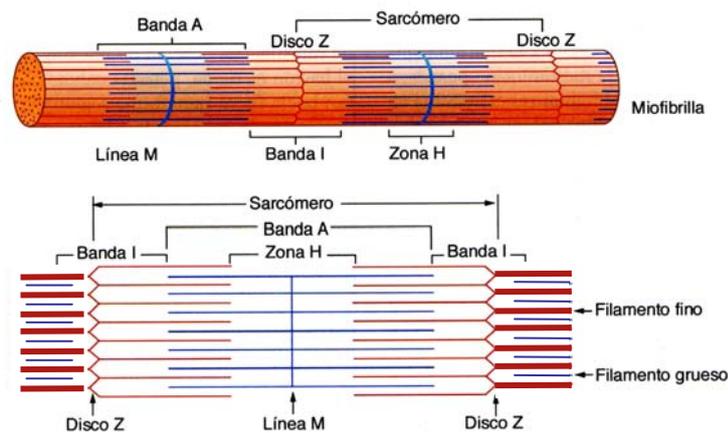
Las miofibrillas son haces de proteínas elásticas y contráctiles donde se lleva a cabo la contracción muscular. Cada fibra muscular contiene miles de miofibrillas. La

<sup>4</sup> PEC: Parallel Elastic Component.

estructura alargada de la miofibrilla está constituida por un número determinado de unidades funcionales dispuestas en serie que se denominan Sarcómeras.

## 2.4.2 Microestructura de los músculos

La longitud de Sarcómera en su posición anatómica normal es de 2.5 a 3  $\mu\text{m}$  y estructuralmente viene determinada por la distancia entre dos discos Z. La estructura cilíndrica de una Sarcómera está determinada por los siguientes elementos, figura 2.16.



**Figura 2. 16. Estructuras de las Sarcómeras (Pellegrino & Franzini-Armstrong, 1969).**

**Banda A:** Constituida por los filamentos gruesos de Miosina. Cada filamento de Miosina está anclado en la mitad de su longitud a un disco central que divide a la sarcómera en dos (línea M). Este disco está constituido por otra proteína denominada Miomesina.

**Banda I:** Espacios constituidos por filamentos finos de Actina. En medio de estos espacios se encuentran los discos Z donde se anclan dichos filamentos.

**Zona H:** Espacio central de la Sarcómera alrededor de la línea M que sólo está constituida fundamentalmente por filamentos de Miosina y libre de solapamiento de filamentos finos de Actina.

La estructura espacial de una Sarcómera está definida por un tubo cuya longitud queda comprendida entre dos discos contiguos Z donde se anclan los filamentos finos de Actina y en estado de reposo se solapan con los filamentos gruesos de Miosina en una proporción de seis a uno, es decir, seis filamentos de Actina rodean a un filamento grueso de Miosina.

Los elementos contráctiles (CC) <sup>(5)</sup> de la Sarcómera están constituidos principalmente por Miosina y Actina. Las Miosinas constituyen los filamentos gruesos de las fibrillas. Existen diferentes isoformas de Miosina que marcarán las principales diferencias entre los distintos tipos de fibras musculares. Una molécula de Miosina contiene seis cadenas polipeptídicas, dos cadenas pesadas idénticas y cuatro cadenas ligeras, y forman 2 cabezas globulares adheridas al extremo de una doble cadena polipeptídica que tiene una configuración de hélice  $\alpha$ . La Papaína, que es una molécula proteolítica, corta a la molécula de Miosina en un largo segmento de hélice  $\alpha$  denominado bastoncillo de Miosina (o cola de Miosina) y dos cabezas de Miosina globulares de Miosina separadas denominadas indistintamente subfragmentos 1 o segmentos S1.

#### 2.4.2.1 Función de las Sarcómeras

La cola permite la unión espontánea para la formación de filamentos densos mientras que las cabezas globulares permiten el deslizamiento de los filamentos finos de Actina sobre los filamentos de Miosina. Unas 250 moléculas de Miosina conforman el filamento grueso en un músculo esquelético. La disposición espacial de estas moléculas se realiza de manera que las colas de Miosina se unen para formar el bastón del filamento mientras que las cabezas quedan dispuestas hacia fuera en un ángulo de  $45^\circ$  con respecto al eje del filamento para poder interactuar con los filamentos finos de Actina y zona intermedia elástica que cumple la función de bisagra (Hill & Macpherson, 1954). La Miosina es una  $ATP_{asa}$ , es decir, una enzima que hidroliza el ATP para formar ADP y  $P_i$ , reacción que proporciona la energía para la contracción muscular (primera fase de la contracción muscular).

Los filamentos finos de Actina están constituidos por cadenas helicoidales de moléculas de Actina G que normalmente polimerizan para dar lugar a largas cadenas de Actina F.

Los filamentos de Miosina y Actina están dispuestos espacialmente de manera paralela y la manera de interactuar entre sí es a través de las cabezas de Miosina que

---

<sup>5</sup> CC: Contractile Components.

encajarán en un punto determinado de las moléculas de Actina G. Esto es lo que se conoce como puentes cruzados de Miosina.

La Troponina y Tropomiosina forman parte del filamento fino de Actina. La secuencia en el tiempo y en el espacio de interacción entre estos dos filamentos viene condicionada por el papel de las proteínas moduladoras de la contracción muscular evitando por un lado la formación de puentes cruzados y por otro que se desencadene dicha contracción.

La Titina es la proteína elástica más grande que se conoce. Recorre toda la Sarcómera uniendo los discos Z de manera pasiva, luego forma parte de los elementos elásticos en serie. Genera tensión pasiva cuando se deforma la Sarcómera debido a una fuerza exterior (contracción excéntrica) y tiene como función principal devolverla a su posición inicial (posición de relajación) sin coste energético alguno. Debido a la función que desempeña dicha proteína dentro de la Sarcómera en relación al proceso de deslizamiento de unos filamentos sobre otros para llevar a cabo la contracción muscular, la Titina forma parte de los elementos elásticos en series (SEC) <sup>(6)</sup> (Hill, 1938).

Otra proteína que genera tensión pasiva es la Desmina pero ésta forma parte de los elementos elásticos en paralelo puesto que es la proteína que une paralelamente a las miofibrillas.

#### **2.4.2.2 Teoría de deslizamiento de los filamentos**

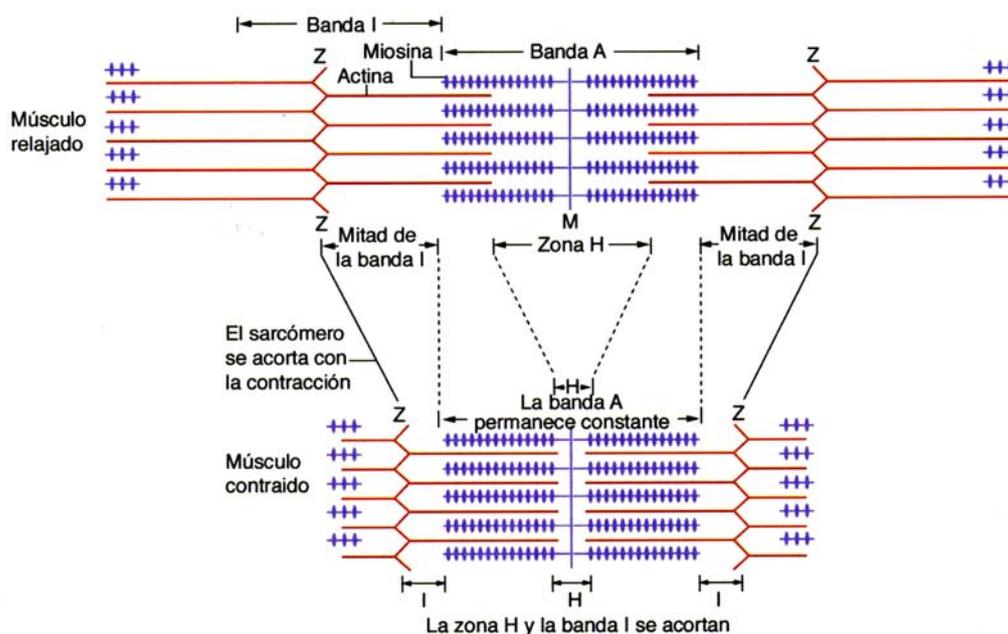
La contracción muscular es un proceso fisiológico por el cual las fibras musculares se activan para generar tensión. La tensión generada puede tener la intención de generar movimiento o inhibirlo, pero este proceso requiere un aporte energético, figura 2.17.

En 1957 Andrew Huxley (Huxley, 1957) propone una teoría (vigente actualmente) por la cual el mecanismo intrínseco que es capaz de generar tensión se basa en el deslizamiento de los filamentos finos de Actina sobre los filamentos gruesos de Miosina anclados en el centro de la Sarcómera produciendo un acortamiento de la

---

<sup>(6)</sup> SEC: Series Elastic Components.

zona I. Este proceso requiere Calcio para que las proteínas moduladoras puedan dejar el espacio de unión entre la Miosina y la Actina. El proceso por el cual el calcio iónico libre en el citoplasma actúa sobre las moléculas de troponina C, liberando el sitio de reacción de la Actina, donde se une la miosina no necesita de las bombas de calcio. El papel de las bombas, mucho más lentas en su trabajo que la liberación del calcio desde el retículo sarcoplásmico, es necesario unos milisegundos después de la acción del calcio sobre las Troponinas C y, efectivamente, las bombas requieren aporte energético en forma de ATP (también se llaman  $ATP_{asa}$  cálcica) pero el funcionamiento de las bombas de calcio requiere igualmente un aporte energético.



**Figura 2. 17.** Esquema del deslizamiento de los filamentos finos de Actina sobre los filamentos gruesos de Miosina (Pellegrino & Franzini-Armstrong, 1969).

Este aporte energético proviene de una característica anteriormente descrita de la Miosina que es una  $ATP_{asa}$ , capaz por tanto de hidrolizar el ATP procedente del enlace de fosfato (la miosina en sí no es una  $ATP_{asa}$ , la  $ATP_{asa}$  miofibrilar es una enzima que se ubica en las cabezas de miosina S-1, es otra molécula anclada en la miosina. Esta energía es la que permite “el golpe de movimiento”. Esto es lo que se conoce como el ciclo de los puentes cruzados (González-Badillo & Ribas, 2002) y que se puede explicar en 4 fases:

**Fase 1:** Las proteínas moduladoras (Troponinas C, I y T) bloquean los puntos de unión en los filamentos de Actina y por tanto las cabezas de Miosina no están en

contacto. En esta situación las cabezas tienen acopladas una molécula de ATP pero sin romper.

**Fase 2:** La  $ATP_{asa}$  rompe un enlace de los 3 fosfatos ( $P_i$ ) que contiene la molécula de ATP dando lugar a una molécula de ADP y un  $P_i$  (productos sin liberar unidos a la  $ATP_{asa}$ ). Este proceso es reversible porque la Miosina todavía no ha reaccionado con la Actina. Como se ha comentado anteriormente, la Miosina tiene capacidad de hidrolizar ATP pero la velocidad a la que lo hace es muy lenta. Esto último dependerá de la isoforma de la miosina de cadena pesada (si es muy lenta, nos moveremos muy lentos).

**Fase 3:** La Miosina entra en contacto con la Actina, entonces es cuando se produce liberación de  $P_i$ . La cabeza de Miosina unida a la Actina se retuerce y arrastra la Actina hacia el interior de la Sarcómera produciendo un acortamiento. La velocidad de hidrólisis aumenta 200 veces, luego se puede decir que la Actina funciona como catalizador en esta reacción. Esta fase está precedida y requiere de una liberación de  $Ca^{2+}$  del retículo sarcoplásmico como consecuencia de la propagación del potencial de acción por el sarcolema. El resultado final es un desplazamiento lineal de un filamento sobre otro, pero a partir de un movimiento espiral, como el de un tornillo.

**Fase 4:** La Miosina se desliga de la Actina por la unión de una nueva molécula de ATP a la cabeza de la Miosina.

En el caso de que no se acople otra molécula de ATP a la cabeza de Miosina, se mantiene esta situación de enlace fuerte entre los filamentos, como ocurre en el rigor mortis. Las bombas de calcio no funcionan y no se lleva a cabo el secuestro de dicho  $Ca^{2+}$  hacia el retículo sarcoplásmico manteniendo los puntos de unión de los filamentos de Actina abiertos para las cabezas de Miosina.

### **2.4.3 Estructura de una fibra muscular: Dinámica intersarcomérica**

Un miofilamento está compuesto por la concatenación de muchas unidades motoras (Sarcómeras) dispuestas en serie. Teniendo en cuenta esta disposición espacial, el resultado del acortamiento de una única Sarcómera producirá la deformación de otras Sarcómeras adyacentes y difícilmente tendrá repercusiones sobre elementos óseos para producir movimiento. La repercusión directa de este hecho es que va a haber un retraso

en la aplicación de la fuerza aplicada, pero constituye un mecanismo de seguridad para la propia fibra y suaviza la ejecución de los movimientos (González-Badillo & Ribas, 2002).

La longitud y velocidad de acortamiento de una Sarcómera de una miofibrilla varían en función de su localización espacial. En estudios acerca de las diferencias en la velocidad de acortamiento a lo largo de una miofibrilla de fibras musculares de rana, los resultados sostenían que las propiedades cinéticas de los sistemas de miofilamentos diferían entre sí dependiendo de la región de estudio (Edman, 1993). Para tal fin, se observó la velocidad de acortamiento sin carga ( $V_0$ ) y las relaciones fuerza-velocidad durante estimulaciones tetánicas. La velocidad de acortamiento con carga cero ( $V_0$ ) representa la máxima velocidad a la cual los puentes cruzados de Miosina son capaces de interactuar con los filamentos de Actina durante la actividad muscular (Huxley, 1957). Está asumido por muchos autores que las diferencias en el rendimiento mecánico entre diferentes músculos de distintas partes del cuerpo están basadas en la heterogeneidad de las proteínas contráctiles y dan lugar a propiedades cinéticas diferentes.

En base a los resultados obtenidos, se establecen los siguientes enunciados:

- $V_0$  varía a lo largo de la longitud de la fibra, cada fibra tiene un único patrón de velocidad de acortamiento.
- El patrón de  $V_0$  a lo largo de la fibra no se correlaciona con las capacidades de producir fuerza ni con las propiedades viscoso-elásticas pasivas de los distintos segmentos.
- Los resultados sostienen que las propiedades cinéticas de los sistemas miofilamentosos de una región de una miofibrilla difieren notablemente de otras regiones a lo largo de la longitud de la misma.

Estos enunciados se basan en los resultados obtenidos experimentalmente, en los que se puede observar claramente las diferencias en las velocidades de acortamiento de distintas Sarcómeras en función de su disposición espacial (Edman, 1993) figura 2.18.

Dentro de la estructura de una miofibrilla existen diferentes longitudes de Sarcómeras y este hecho influye decisivamente en la capacidad de desarrollar tensión. Las Sarcómeras de los extremos de una miofibrilla tienen los filamentos más solapados, menor longitud, y por consiguiente mayor capacidad de desarrollar fuerza, figura 2.19.

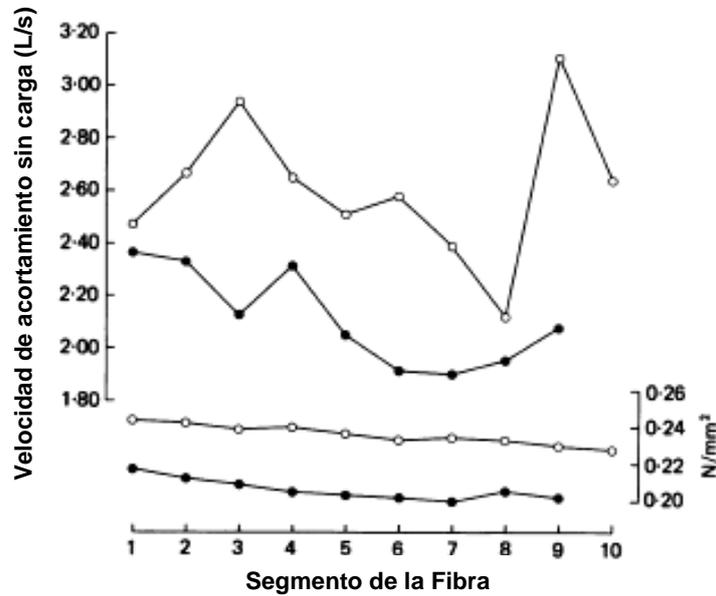


Figura 2. 18. Diferencias en los valores de de velocidad de acortamiento de la Sarcómera en función de su localización (Edman, 1993).

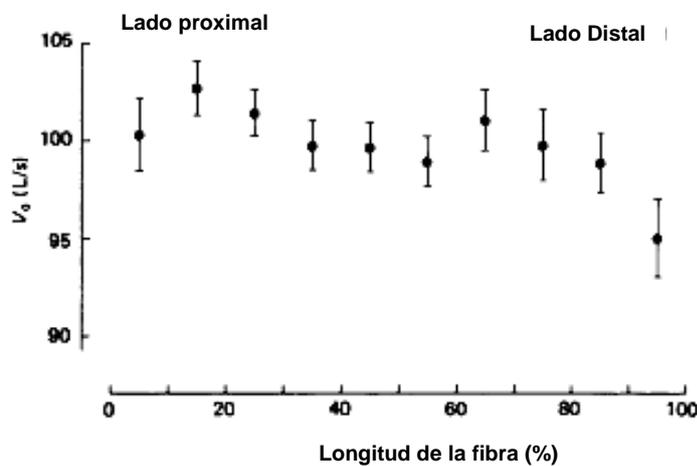
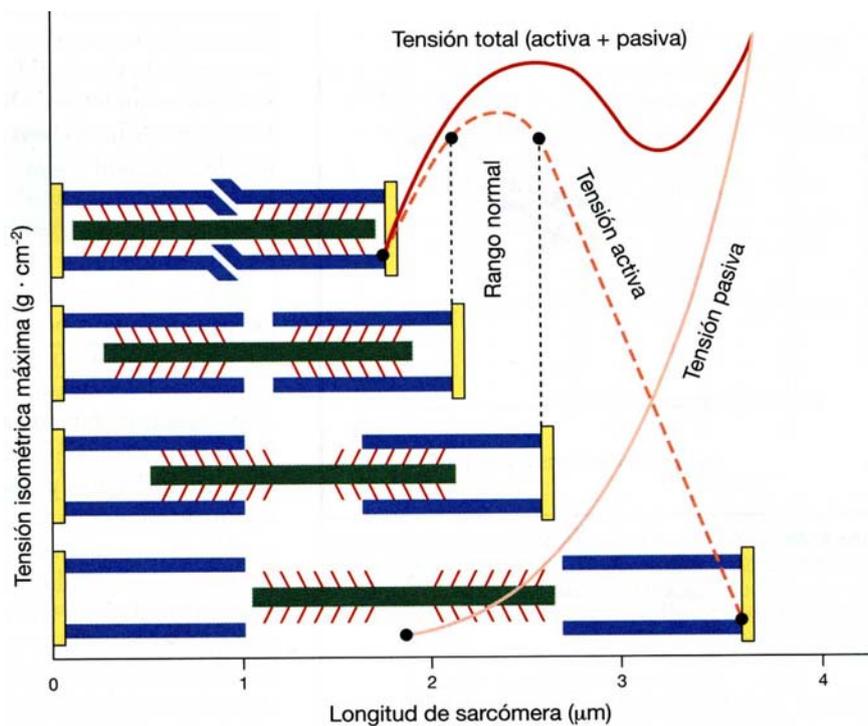


Figura 2. 19. V<sub>0</sub> de distintas Sarcómeras en una misma miofibrilla (Edman, 1993)

La teoría que sostiene el funcionamiento de una miofibrilla mecánicamente es la siguiente: cuando se empieza a generar tensión, las Sarcómeras de los extremos se acortan, solapando sus filamentos. Este acortamiento tiene como objetivo distender las Sarcómeras de la zona central produciendo un cierto grado de tensión (tensión pasiva).

De este modo están preparadas para generar máxima tensión en el momento que éstas se contraigan.

La capacidad de un músculo de generar fuerza viene determinada por la capacidad de generar tensión por parte de Sarcómeras pero cuando el músculo lo estiramos previamente, éste puede generar mayores niveles de tensión. Esto se debe a que entra en juego la contribución de los elementos elásticos de los componentes contráctiles (González-Badillo & Ribas, 2002), figura 2.20.



**Figura 2. 20. Diagrama longitud-tensión de una Sarcómera dentro de una fibra muscular (González-Badillo & Ribas, 2002).**

Cuando el músculo se distiende a intervalos discretos, se observa que la tensión que genera (sin contraerse todavía) sigue una curva cuya ecuación es una función exponencial creciente (curva de tensión pasiva). A partir de un punto después de haber empezado a elongarse, se activan los filamentos de Actina y Miosina y empieza a aparecer una tensión activa. El valor máximo donde se alcanza esta tensión (activa) más la generada de manera pasiva da lugar a la tensión total (suma de ambas) y es la máxima para ese incremento de longitud. A partir de ese instante, si seguimos estirando la fibra muscular, la tensión activa disminuye por estar fuera del rango fisiológico normal, pero la tensión total decrece ligeramente. La tensión pasiva crece en todo momento puesto

que a medida que se va deformando la sarcómera, va almacenando más energía y por tanto más capacidad de generar tensión. Luego a pesar de que la tensión activa disminuya la tensión total aumenta debido a los elementos elásticos (fundamentalmente Titina).

Las Miofibrillas de los músculos esqueléticos cuando están en reposo están dispuestas de manera ideal para generar la máxima tensión en el menor tiempo posible. Para ello, van a estar dispuestas de manera que la longitud de las Sarcómeras va a estar en torno del máximo de la curva de tensión activa, de modo que cuando se activen puedan generar mayores niveles de tensión total fundamentados en el aumento de la tensión pasiva. Además es el rango en el que se puede reclutar mayor número de puentes cruzados durante el proceso contráctil.

A este respecto el papel de los músculos antagonistas recaba mayor importancia puesto que su función principal con respecto al movimiento de la articulación no es otro que colocar al propio músculo agonista en ese rango del diagrama de longitud-tensión donde la tensión activa es alta y todavía no ha empezado a contraerse. De este modo la tensión total será mayor debido a un aumento de la tensión pasiva (músculo previamente distendido).

Los músculos esqueléticos, en pos de conseguir un mayor grado de eficiencia, están dispuestos de manera que la gravedad sea la fuerza deformante externa previa, acarreando un ahorro energético.

## **2.5 Inervación**

La manera que tiene nuestro organismo de controlar el funcionamiento del MTC es mediante el sistema nervioso. Básicamente consiste en transmitir la información procedente del cerebro a los músculos mediante neuronas. Esta transmisión de la información es un proceso químico, de naturaleza cuántica y que se corresponde con un sistema de transmisión con modulación de amplitud, esto es la sinapsis. La conducción de la información por los nervios y músculos sí se hace en base a las reglas de la electricidad y se le denomina impulso nervioso, que corresponde a los potenciales de acción que es una forma de enviar información por cables a cualquier distancia accesible por estos cables y que codifica la información mediante modulación de la

frecuencia) y se basa en el principio de transmisión de electricidad. En los movimientos en general, esta inervación es un condicionante tan importante de la respuesta mecánica del MTC como la estructura de los elementos que la componen. En los ensayos propuestos en esta Tesis, al igual que otras propuestas de investigación precedentes (Fukashiro et al, 2001; Babic & Lenarcic, 2004) la respuesta a la perturbación a la que es sometido el MTC a partir de una contracción isométrica sólo depende del rendimiento de los elementos elásticos. Ello es debido a que la perturbación es tan corta en el tiempo que no da lugar al sistema nervioso a transmitir la información del MTC a la médula espinal por vías aferentes y devolver una respuesta por vías eferentes, aunque ésta sea una respuesta refleja. La manera de constatar éste hecho se hace midiendo por electromiografía la cantidad de electricidad que pasa por el músculo esquelético. En este sentido, Babic y Lenarcic (Babic & Lenarcic, 2004), presentan valores constantes de electromiografía de superficie a lo largo del ensayo y estos valores aumentan de manera cuasilínea con la carga.

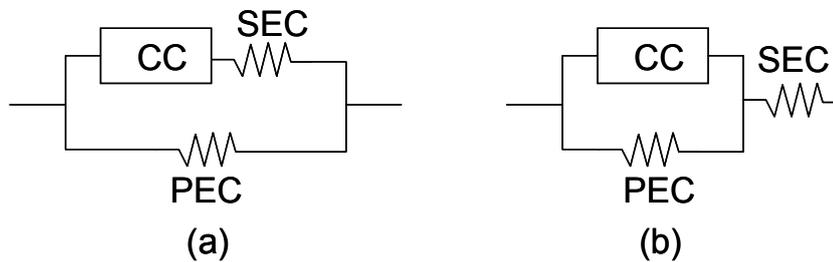
## 2.6 Modelo de Hill del MTC

A pesar de que se han desarrollado y propuesto multitud de modelos fenomenológicos y biofisiológicos para representar la dinámica de los músculos (Winters & Woo, 1990), el modelo con base fenomenológica basado en las propuestas de Hill (Hill, 1938) ha predominado históricamente en el modelado músculo-esquelético por su simplicidad y bajo coste computacional.

Existen, básicamente, dos alternativas que emergen de las ideas de Hill y que se representan en la figura 2.21. Ambos modelos incorporan un elemento elástico en paralelo (PEC), un elemento elástico en serie (SEC) y un elemento contráctil (CC) siendo la diferencia entre ambos que el SEC se considere que actúa en serie con el CC, y ambos en paralelo con el PEC, figura 2.21.a, o bien que el CC esté solo en paralelo con el PEC y ambos en serie con el SEC, figura 2.21.b.

A pesar de su popularidad, en la resolución de los sistemas músculo-tendón que incorporan los modelos de Hill y sus variantes, aparecen de forma natural ecuaciones diferenciales ordinarias, que complican, en muchos casos, la posibilidad de incorporar elementos adicionales a los modelos. En estos casos, existen algunas propuestas

(O'Brien, 2006) para simplificar el análisis mediante técnicas heurísticas de lógica difusa.



**Figura 2. 21. Variantes del modelo de Hill. PEC= Parallel Elastic Components; SEC= Series Elastic Components; CC= Contractile Components.**

Otras propuestas, como las basadas en los modelos de Huxley (Huxley, 1957) que no tratan al músculo como una caja negra, con propiedades obtenidas de una manera fenomenológica, resultan más complejas y necesitan más parámetros para su definición. En muchos casos, la habilidad del modelo de Hill para predecir las fuerzas en los músculos supera a la de otros modelos con base más fisiológica como se pone de manifiesto en el trabajo de Antonie van der Bogert (van der Bogert et al, 1998).

Multitud de propuestas han tratado de modificar los modelos de Hill, variando en menor o mayor medida el comportamiento de algunos elementos del modelo o incorporando nuevos elementos a dicho modelo.

Por ejemplo, Siebert (Siebert et al, 2008) analizan la incorporación de fenómenos no lineales en los elementos elásticos del modelo de Hill, que hacen que las dos variantes mostradas en la figura 2.22 se comporten de manera significativamente diferente. Gunther (Gunther et al, 2007) investigan la incorporación de un elemento viscoso en el tendón, que aparece en paralelo al elemento elástico, obteniendo que dicha incorporación es crucial para suprimir la aparición de frecuencias propias típica de la resolución en los modelos de Hill.

Un análisis muy interesante de qué se gana y se pierde variando la complejidad de los modelos músculo-tendón, se estudia en Winters y Stark (Winters & Stark, 1987), incorporando tanto los modelos de Hill como los de Huxley.

Por último, desde un punto de vista más matemático, resulta de interés el trabajo de Scovil y Ronsky (Scovil & Ronsky, 2006) en el que se pone de manifiesto que los

modelos de Hill son muy sensibles a la perturbación de los parámetros que lo definen, obteniéndose, en el caso de algunos parámetros constitutivos del modelo, mayores variaciones en el valor de la respuesta predicha por el modelo, que en la propia perturbación del valor del parámetro de entrada que se altera. Este hecho resulta de crucial importancia a la hora de realizar análisis estadísticos de estabilidad y robustez. El trabajo de Scovil y Ronsky (Scovil & Ronsky, 2006) analiza la influencia en la sensibilidad de diferentes sistemas musculares basados en el modelo de Hill, de hasta 14 parámetros constitutivos.

En línea con el trabajo anterior, se antoja imprescindible, a la hora de ajustar los resultados experimentales con los predichos por los sistemas músculo-tendón basados en modelos de Hill, el empleo de herramientas de estadística robusta. Aunque en otro campo de la ciencia, un buen ejemplo de lo anterior es el trabajo de Ortiz et al (Ortiz et al, 2006) que ha servido de base para la definición de las técnicas de regresión robustas empleadas en esta Tesis en la etapa de ajuste de los resultados experimentales a los modelos analíticos.

En muchos casos la medida experimental, *in vivo* o no, de las características mecánicas de alguno de los componentes de los sistemas músculo-tendón, ayuda a ajustar el comportamiento del componente bajo estudio (músculo y/o tendón) y el valor de su rigidez y/o viscosidad. En esta línea, algunos trabajos que proporcionan datos sobre las características mecánicas de los tendones son: Abrahams (Abrahams, 1967) que estudia la influencia del comportamiento a tracción de los tendones con la velocidad de deformación, Fukashiro et al (Fukashiro et al, 1995a) empleando ultrasonografía para la medida de las características del tendón humano *in-vivo*, Sharkey et al (Sharkey et al, 1995) que propone un dispositivo de ensayo para obtener las características mecánicas del conjunto músculo-tendón, o Wren et al (Wren et al, 2001) con un amplio estudio experimental de ensayos de tracción sobre el tendón de Aquiles en humanos.

## CAPÍTULO 3: FUNDAMENTOS FÍSICOS DEL MODELO

### 3.1 Introducción

Los medios que se encuentran en la naturaleza (sólidos, líquidos o gaseosos) pueden generalmente considerarse continuos, es decir se pueden representar mediante funciones matemáticas continuas que permiten describir de forma adecuada la distribución de la materia y las propiedades que dicha distribución conlleva, como inercias, rigideces, etc.

La existencia de un medio continuo implica la presencia de infinitos grados de libertad para caracterizar la configuración del medio a través de las posiciones que ocupa en el espacio por medio de los desplazamientos de los infinitos puntos que lo definen, y sus variaciones con respecto al tiempo, las velocidades y las aceleraciones.

El estudio de un medio continuo así definido solamente puede hacerse a través de funciones generalizadas de desplazamiento, es decir mediante un desarrollo en serie de infinitos términos cuyas funciones son conocidas. Los métodos numéricos en general y el método de los elementos finitos en particular constituyen una alternativa razonable, obteniéndose una aproximación de dominio de la solución del problema, a partir de un número discreto de funciones, de pequeño soporte en el caso del método de los elementos finitos.

En este punto es imprescindible concretar un poco el objeto de nuestro análisis para entender el sentido de la representación de un medio. En aplicaciones ingenieriles el objeto de nuestro estudio tiene en general forma y propiedades definidas, lo que en el esquema de enfoques numéricos bosquejado en el párrafo anterior, permite realizar un estudio preciso y representativo de la situación real. En el estudio del cuerpo humano el problema es radicalmente diferente. Ni la geometría (que presenta una enorme variabilidad) ni las propiedades (a nivel de un modelo puntual) son conocidas para poder realizar un análisis representativo y fiable.

En todo caso, es muy habitual que muchos estudios no requieran una definición a nivel puntual de la respuesta de un sistema. Ello, unido a las dificultades anteriormente mencionadas, hace que históricamente se haya acudido a la representación de los medios continuos a través de sistemas de parámetros o

propiedades concentradas, dando lugar a los sistemas de un número finito de grados de libertad. La resolución de estos sistemas permite obtener los valores de las propiedades o parámetros de interés de forma equivalente, dando una información que puede ser incluso más útil, desde un punto de vista práctico, que la correspondiente a la del sistema descrito por un modelo continuo.

De particular utilidad, sobre todo en presencia de fuerzas dinámicas (que varían con el tiempo), son los sistemas de un grado de libertad que permiten un estudio muy preciso y detallado de un problema dinámico ante diferentes tipos de carga como armónicas e impulsivas, y por supuesto para el estudio de vibraciones libres.

En este capítulo se va a realizar una revisión del sistema con un grado de libertad, dado que como se verá en el capítulo siguiente, el comportamiento del Tríceps Sural a efectos de determinación de su rigidez, puede asimilarse al de un sistema de un grado de libertad de parámetros concentrados, bien sea con un grado de libertad en desplazamiento o en giro. El estudio se realizará como es habitual sobre el sistema de un grado de libertad en desplazamiento siendo inmediata la extensión de las ecuaciones, parámetros y soluciones al caso de un grado de libertad de giro.

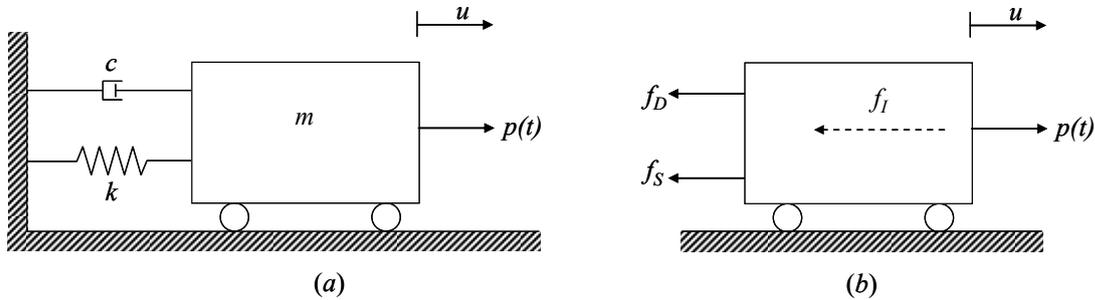
En el apartado 3.2 se estudian las ecuaciones del movimiento de los sistemas con un grado de libertad. En el apartado 3.3 se estudia la respuesta de los sistemas con un grado de libertad (1 gdl) en régimen de vibración libre tanto sin como con amortiguamiento. Finalmente en el apartado 3.4, por la importancia que tiene en esta Tesis Doctoral, se estudia la respuesta de los sistemas de un gdl a cargas impulsivas.

En la redacción de este capítulo se han utilizado las referencias J. P. den Hartog (Den Hartog, 1985), M. A. Hacar y E. Alarcón (Hacar & Alarcón, 1971), W. Hurty y M. Rubinstein (Hurty & Rubinstein, 1964) and R. W. Clough y J. Penzien (Clough & Penzien, 1975), referencia está última de la que se tomará básicamente la nomenclatura que se sigue en el capítulo.

### **3.2 Sistemas con un grado de libertad: ecuación del movimiento**

Las propiedades esenciales de un sistema elástico lineal sujeto a cargas dinámicas incluyen su masa, sus propiedades elásticas, su mecanismo de disipación de

energía, o amortiguamiento, y la excitación exterior o carga. Un esquema del sistema puede observarse en la figura 3.1.a.



**Figura 3. 1. Sistema idealizado de un grado de libertad: a) componentes básicos, b) equilibrio de fuerzas.**

Las propiedades del sistema continuo aparecen concentradas en un único elemento de masa  $m$ , cuyo único posible movimiento queda definido, por la presencia de los rodillos, por el desplazamiento  $u$ . La resistencia elástica al movimiento viene definida por un muelle de rigidez  $k$ , mientras que el mecanismo de disipación de energía viene definido por un amortiguador de constante  $c$ . La carga exterior genérica que produce la respuesta dinámica es designada por  $p(t)$ .

La forma más simple de conseguir la ecuación que controla el movimiento  $u$  del sistema es por aplicación directa del equilibrio de fuerzas sobre la masa  $m$ . Así, de acuerdo a la figura 3.1.b, donde  $f_I$  representa la fuerza de inercia,  $f_S$  la fuerza del muelle y  $f_D$  la del amortiguador, la ecuación del movimiento representa el equilibrio de estas fuerzas con la carga exterior  $p(t)$ :

$$f_I + f_D + f_S = p(t) \tag{3.1}$$

Los valores de estas fuerzas son:

$$f_S = ku \quad f_I = m\ddot{u} \quad f_D = c\dot{u} \tag{3.2}$$

Nótese que las tres fuerzas del primer miembro de (3.1) son funciones de  $u$  o sus derivadas, habiéndose elegido el sentido positivo de las mismas contrario a  $u$ , dado que se oponen al movimiento del sistema.

Si introducimos (3.2) en (3.1) obtenemos:

$$m\ddot{u} + c\dot{u} + ku = p(t) \quad (3.3)$$

que representa la ecuación general del movimiento de un sistema con 1gdl.

### 3.3 Respuesta de un sistema de un grado de libertad a vibraciones libres

Vamos en primer lugar a considerar el caso de ausencia de cargas externas en el sistema ( $p(t) = 0$ ), conociéndose la respuesta del sistema como vibración libre del mismo.

El que el sistema pueda vibrar en ausencia de cargas exteriores puede conseguirse simplemente separando el sistema de su posición inicial, dejándole mover libremente, dotándole de una cierta velocidad inicial.

Así, la ecuación a resolver en este caso es:

$$m\ddot{u}(t) + c\dot{u}(t) + ku(t) = 0 \quad (3.4)$$

La solución de esta ecuación es de la forma:

$$u(t) = Ge^{st} \quad (3.5)$$

donde  $G$  es una constante. Si sustituimos la expresión  $u(t)$  dada por (3.5) en (3.4). Ello conduce a:

$$(ms^2 + cs + k) \cdot Ge^{st} = 0 \quad (3.6)$$

Dividiendo la ecuación anterior por  $mGe^{st}$  e introduciendo la notación:

$$\omega^2 = \frac{k}{m} \quad (3.7)$$

la ecuación (3.6) se transforma en:

$$s^2 + \frac{c}{m}s + \omega^2 = 0 \quad (3.8)$$

El valor de  $s$  que se obtenga de resolver esta ecuación depende del valor de la constante de amortiguamiento  $c$ , por lo que a continuación estudiaremos las

posibilidades que se pueden presentar, comenzando por el caso de ausencia de amortiguamiento.

### 3.3.1 Caso de vibraciones libres sin amortiguamiento

Si el sistema no tiene amortiguamiento, es decir si  $c=0$ , el valor de  $s$  dado por (3.8) es:

$$s = \pm i\omega \quad (3.9)$$

y la respuesta general dada por 3.5 adopta la forma:

$$u(t) = G_1 e^{i\omega t} + G_2 e^{-i\omega t} \quad (3.10)$$

donde las constantes  $G_1$  y  $G_2$  representan las amplitudes del movimiento.

Introduciendo en (3.10) que:

$$e^{\pm i\omega t} = \cos \omega t \pm i \operatorname{sen} \omega t \quad (3.11)$$

la expresión (3.10) puede ser reescrita en la forma más intuitiva:

$$u(t) = A \operatorname{sen} \omega t + B \cos \omega t \quad (3.12)$$

Las nuevas constantes  $A$  y  $B$  tienen que ser obtenidas necesariamente aplicando las condiciones iniciales de las que deriva la vibración libre, es decir, la posición inicial de la masa y su velocidad inicial:  $u(0)$  y  $\dot{u}(0)$  en  $t=0$ .

Puede comprobarse fácilmente que  $u(0)=B$  y  $\dot{u}(0)=A\omega$ , por lo que la ecuación (3.12) adopta la forma.

$$u(t) = \frac{\dot{u}(0)}{\omega} \operatorname{sen} \omega t + u(0) \cos \omega t \quad (3.13)$$

Esta solución representa un movimiento vibratorio armónico simple, representado gráficamente en la figura 3.2.

$\omega$  representa la velocidad angular del movimiento y  $T$  es el período, inverso de la frecuencia  $f$ :

$$T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{1}{f} \tag{3.14}$$

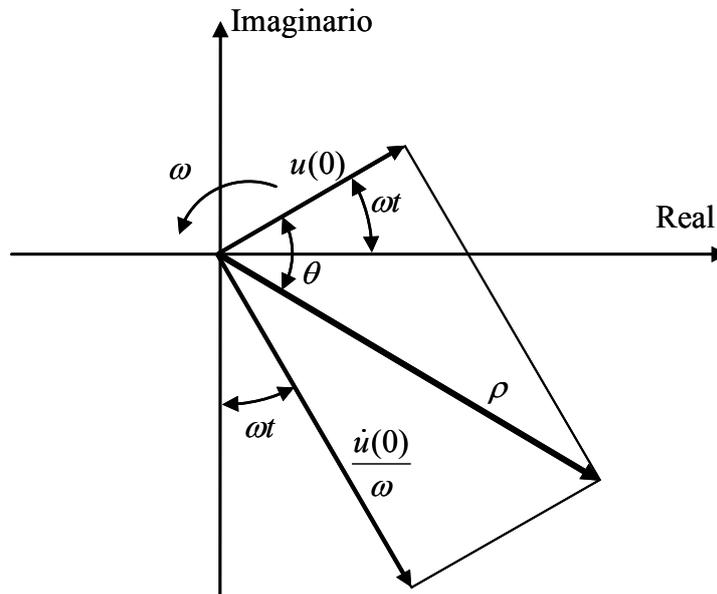


Figura 3. 2. Respuesta de la vibración libre de un sistema de 1 gdl.

De acuerdo con lo estudiado en esta sección, un sistema con 1 gdl, en ausencia de amortiguación, generaría un movimiento armónico permanente cuya forma es función de las condiciones iniciales que dan lugar al movimiento.

### 3.3.2 Caso de vibraciones libres amortiguadas

En el caso de presencia de amortiguamiento,  $c$  distinto de cero, la solución de la ecuación (3.8) que define la respuesta es:

$$s = -\frac{c}{2m} \pm \sqrt{\left(\frac{c}{2m}\right)^2 - \omega^2} \tag{3.15}$$

Dependiendo de que la cantidad bajo la raíz sea positiva, negativa o cero, aparecerán tres tipos de respuesta del sistema, las cuales se estudian a continuación empezando por el caso en que el radicando sea nulo, situación que se conoce como condición de amortiguamiento crítico.

#### 3.3.2.1 Amortiguamiento crítico

Si el radicando de la ecuación (3.15) es nulo, es evidente que  $c/2m = \omega$ , por lo que se define como amortiguamiento crítico  $c_c$  al valor:

$$c_c = 2m\omega \quad (3.16)$$

Entonces el valor de  $s$  dado por (3.15) es:

$$s = -\frac{c}{2m} = -\omega \quad (3.17)$$

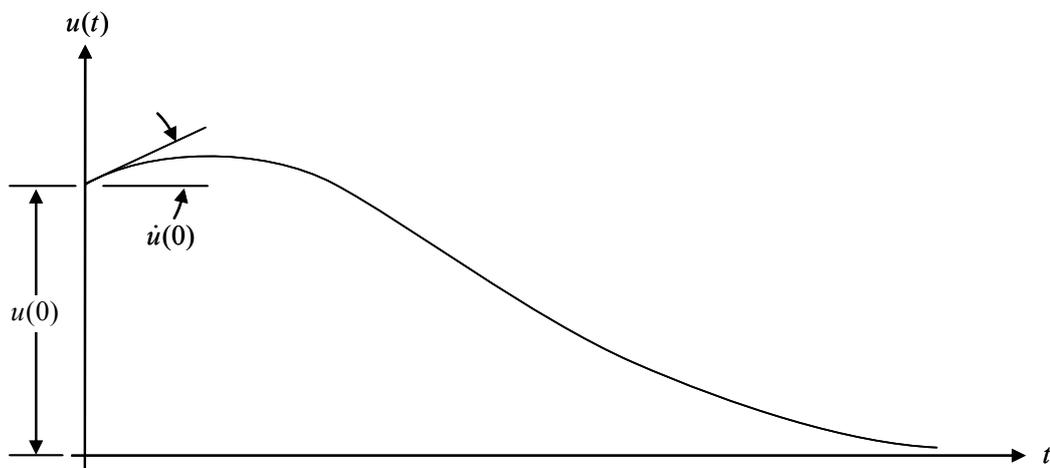
y la respuesta del sistema vendrá entonces dada por:

$$u(t) = (G_1 + G_2 t)e^{-\omega t} \quad (3.18)$$

Introduciendo ahora las condiciones iniciales de posición y velocidad para la expresión (3.18), se obtiene la forma final de la expresión del movimiento de un sistema de 1 gdl críticamente amortiguado:

$$u(t) = [u(0)(1 + \omega t) + \dot{u}(0)t]e^{-\omega t} \quad (3.19)$$

La evolución de  $u(t)$  dada por (3.19) es representada gráficamente en la figura 3.3.



**Figura 3. 3. Respuesta en vibración libre de un sistema de 1 gdl con amortiguamiento crítico.**

Puede observarse que la respuesta de un sistema de 1 gdl críticamente amortiguado no oscila alrededor de la posición de referencia, yendo exponencialmente a cero desde la posición inicial, de acuerdo con el término exponencial de la ecuación (3.19).

Como se verá después de estudiar los dos casos restantes de radicando positivo o negativo, el amortiguamiento crítico puede definirse como el mínimo valor del

amortiguamiento para el que no hay oscilaciones en la respuesta de un sistema con amortiguamiento que vibra libremente.

### 3.3.2.2 Sistemas infraamortiguados

Si el amortiguamiento es menor que el crítico, es evidente de (3.16) que  $c < 2m\omega$  y por tanto el radicando en (3.15) será negativo.

Para evaluar la respuesta libre del sistema en este caso, es usual expresar el amortiguamiento a través de la relación  $\xi$  al amortiguamiento crítico. Así:

$$\xi = \frac{c}{c_c} = \frac{c}{2m\omega} \quad (3.20)$$

donde  $\xi$  es llamado el factor de amortiguamiento.

Introduciendo (3.20) en (3.15) obtenemos:

$$s = -\xi\omega \pm i\omega_D \quad (3.21)$$

donde por razones que aparecerán obvias se ha introducido la variable  $\omega_D$ , frecuencia de vibración del sistema amortiguado, como:

$$\omega_D = \omega\sqrt{1-\xi^2} \quad (3.22)$$

La respuesta de vibración libre de un sistema infraamortiguado se determina sustituyendo (3.21) en (3.5), lo que conduce a:

$$u(t) = G_1 e^{-\xi\omega t + i\omega_D t} + G_2 e^{-\xi\omega t - i\omega_D t} = e^{-\xi\omega t} (G_1 e^{i\omega_D t} + G_2 e^{-i\omega_D t}) \quad (3.23)$$

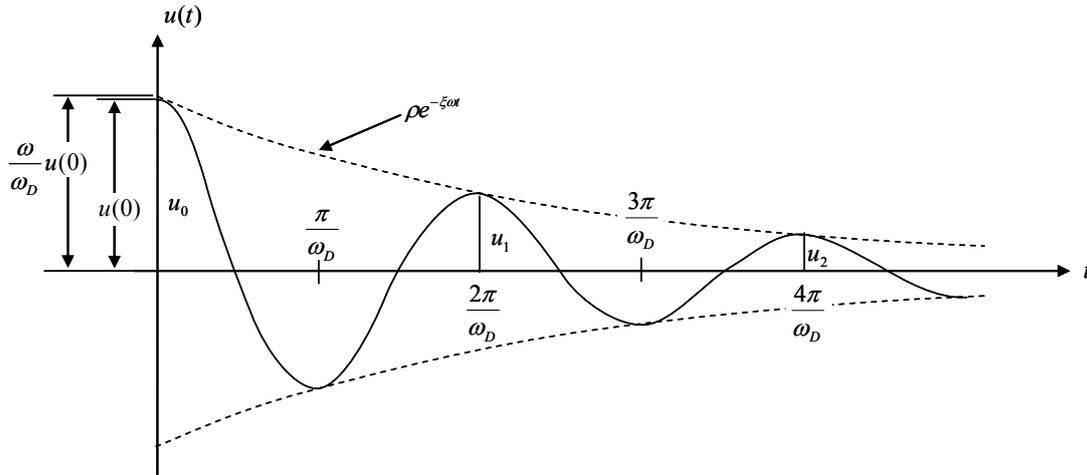
El término entre paréntesis del último miembro representa un movimiento armónico simple, por lo que la expresión anterior puede, como ya se ha hecho anteriormente, expresarse en la forma:

$$u(t) = e^{-\xi\omega t} (A \operatorname{sen} \omega_D t + B \cos \omega_D t) \quad (3.24)$$

Esta ecuación cuando las condiciones iniciales son introducidas conduce a:

$$u(t) = e^{-\xi\omega t} \left[ \frac{\dot{u}(0) + u(0)\xi\omega}{\omega_D} \operatorname{sen} \omega_D t + u(0) \cos \omega_D t \right] \quad (3.25)$$

De la expresión (3.24) puede observarse que el sistema se comporta en este caso, de acuerdo a la expresión entre paréntesis, como un sistema similar al del caso sin amortiguación (ver expresión (3.12)), sólo que ahora la frecuencia ha cambiado de  $\omega$  a  $\omega_D$  (de ahí la denominación dada a  $\omega_D$ ) y por otro lado todo está afectado de un término exponencial que tiende a cero con el tiempo. La respuesta del sistema 3.24 se representa, para el caso  $\dot{u}(t)=0$  en la figura 3.4.



**Figura 3. 4. Respuesta de un sistema de 1gdl infraamortiguado.**

Es interesante la relación entre  $\omega$  y  $\omega_D$  dada por (3.22), dado que en la mayoría de los sistemas mecánicos  $\xi$  es menor a 20%, lo que hace que  $\omega$ , la frecuencia del sistema sin amortiguamiento, no difiera mucho de la frecuencia con amortiguamiento.

### 3.3.3.3 Sistemas sobreamortiguados

Los sistemas sobreamortiguados no son muy comunes aunque se incluyen aquí por complitud. Si  $\xi > 1$ , la ecuación (3.15) puede ser escrita en la forma:

$$s = -\xi\omega \pm \omega\sqrt{\xi^2 - 1} = -\xi\omega \pm \hat{\omega} \tag{3.26}$$

en la que se ha tomado:

$$\hat{\omega} = \omega\sqrt{\xi^2 - 1} \tag{3.27}$$

Sustituyendo ahora (3.26) en (3.5) y simplificando, encontramos que la respuesta del sistema es:

$$u(t) = e^{-\xi\omega t} (A \sinh \hat{\omega}t + B \cosh \hat{\omega}t) \tag{3.28}$$

donde las constantes  $A$  y  $B$  pueden ser evaluadas como en casos anteriores por medio de las condiciones iniciales.

En un sistema sobreamortiguado no hay oscilaciones, como ya sucedía en el caso de amortiguamiento crítico, solo que el sistema vuelve ahora a la posición neutra de forma más lenta a medida que el factor de amortiguamiento aumenta.

### 3.4 Respuesta a cargas impulsivas

Las cargas impulsivas consisten en una fuerza de distribución cualquiera que actúa en un espacio muy breve de tiempo. Se incluye una breve referencia a ellas en este apartado dado que como se describirá en el capítulo siguiente, los sistemas desarrollados para medir las propiedades viscoso-elásticas del tríceps sural se basan en la vibración libre del sistema sometido a una carga impulsiva.

En general, cuando una carga impulsiva actúa sobre un sistema la mayor preocupación se centra en el máximo valor de la respuesta, que aparece de forma inmediata a la aplicación de la carga, sin dar tiempo a que el mecanismo de amortiguamiento por disipación de energía actúe. En estos casos, por tanto, el amortiguamiento tiene un papel menos importante en la máxima respuesta del sistema que en el caso de otras cargas como las armónicas o periódicas (derivadas por ejemplo de las acciones de maquinaria rotativa) y es habitual no tenerlo en consideración para determinar la respuesta máxima del sistema.

Sin embargo, en nuestro caso, puesto que lo que se pretende analizar no es la respuesta máxima sino el período posterior de vibración libre, dado que pretendemos inferir las propiedades a determinar a partir del análisis de este período, sí que tendremos en cuenta la presencia de amortiguamiento.

A efectos de complitud, vamos a estudiar el caso más sencillo de actuación de una carga impulsiva que se representa por una distribución senoidal,  $p(t) = \text{sen} \bar{\omega} t$ , figura 3.5.

La respuesta a esta sollicitación se puede dividir en dos períodos de tiempo, una primera fase (Fase I) correspondiente al intervalo en el que la carga actúa y una segunda

fase (Fase II) en la cual la carga ha dejado de actuar y el sistema se comporta como una vibración libre.

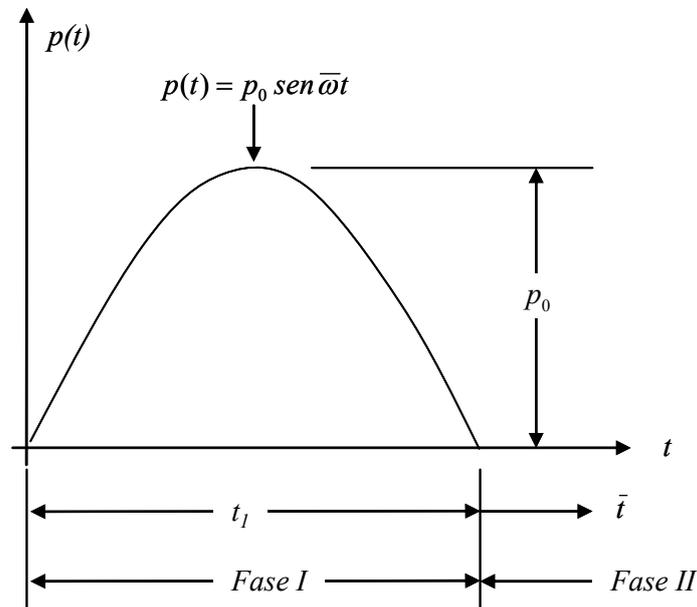


Figura 3. 5. Impulso originado por una semionda senoidal.

Fase I. Durante esta fase el sistema está sometido a una carga armónica empezando desde la posición de reposo. Aunque este período no es de nuestro interés en el presente estudio, se incluye a continuación por complitud la respuesta completa (la general de la parte homogénea de la ecuación más la particular de la ecuación completa) del sistema en esta fase:

$$u(t) = \frac{P_0}{k} \frac{1}{1 - \beta^2} (\text{sen } \bar{\omega}t - \beta \text{sen } \omega t) \tag{3.29}$$

donde  $\beta$  es la relación entre la frecuencia  $\bar{\omega}$  de la carga aplicada y la frecuencia  $\omega$  natural de vibración:

$$\beta \equiv \frac{\bar{\omega}}{\omega} \tag{3.30}$$

Fase II. Cuando tras un período de tiempo  $t_1$  la carga deja de actuar, comienza la segunda fase del sistema como una vibración libre del sistema. Así, por coherencia, para el caso sin amortiguamiento, la respuesta sería similar a la que aparecía en la ecuación (3.13):

$$u(\bar{t}) = \frac{\dot{u}(t_1)}{\omega} \text{sen } \omega\bar{t} + u(t_1) \cos \omega\bar{t} \quad (3.31)$$

donde se ha tomado  $\bar{t} = t - t_1$  por comodidad.

Nótese que las condiciones iniciales para la vibración libre corresponden con las condiciones finales de desplazamiento y velocidad del final de la fase I correspondiente al período de tiempo  $t_1$ .

Esta fase II, pero incluyendo el amortiguamiento, es la que va a ser objeto de análisis en el capítulo siguiente donde se explicará la manera de inferir las propiedades viscoso-elásticas del Tríceps Sural a partir del registro de la respuesta de vibración libre ante una determinada carga impulsiva.

## CAPÍTULO 4: ASIMILACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL COMPLEJO MÚSCULO-TENDÓN (MTC) A UN SISTEMA CON UN GRADO DE LIBERTAD. EQUIPOS DESARROLLADOS

### 4.1 Introducción

En este capítulo se desarrollan dos modelos que asemejan el comportamiento en determinadas condiciones del MTC a sistemas con un grado de libertad en el que son de aplicación, en régimen de vibración libre, las expresiones derivadas en el capítulo anterior.

En primer lugar en el apartado 4.2 se describen las posiciones que debe adoptar el individuo para conseguir que se produzca un movimiento asimilable a un sistema con un grado de libertad. El correspondiente a traslación se describe en el apartado 4.2.1 y el de giro en 4.2.2. En ambos casos se esquematizan las disposiciones a adoptar por el individuo y el montaje a realizar, deduciendo las ecuaciones que controlan la vibración libre del MTC. Las razones del desarrollo de dos procedimientos son complejas y serán discutidas más adelante. En todo caso, afectan tanto a la representatividad y fiabilidad de la medida, cuanto a la posible extensión del procedimiento para la medición de las propiedades del Gastrocnemio.

De los ensayos que se proponen en 4.2 se obtienen unos valores globales aparentes de las propiedades viscoso-elásticas del MTC. El conocimiento de estas propiedades es en sí mismo un valor suficientemente representativo que puede ser usado en la evaluación del estado físico de un individuo. Sin embargo, es muy aconsejable poder disponer independientemente de los valores de las propiedades viscoso-elásticas de los componentes del complejo MTC. A tal fin se necesita recurrir a un modelo que relacione las propiedades de Sóleo y AT con las aparentes, lo que se desarrolla en 4.3.

Finalmente, en el apartado 4.4 se presentan los equipos que se han desarrollado para llevar a cabo las mediciones necesarias para aplicar los procedimientos descritos en la primera parte del capítulo. Dada la dificultad y laboriosidad que ha tenido el proceso de desarrollo de estos equipos, se ha considerado de interés incluir un apartado 4.4.3 en el que se describen las evoluciones (sólo las más significativas) que han sufrido estos equipos hasta llegar a su situación actual.

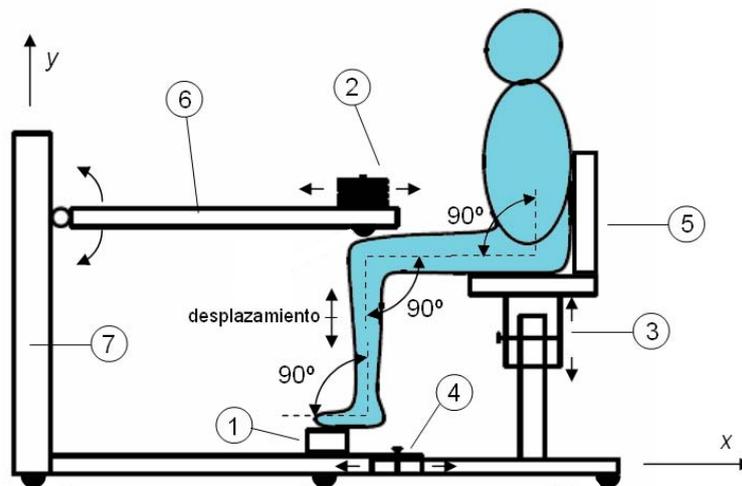
Es importante resaltar que las versiones actuales de ambos dispositivos con los que se han obtenido las mediciones para esta Tesis han sido patentadas a través de la US y de la UPO (anexos 1 y 2).

## 4.2 Ecuaciones del movimiento

En este apartado se van a proponer dos esquemas en los que se consigue que el complejo MTC trabaje en régimen de vibración libre. En ambos casos se hace un esquema de la posición del individuo y se obtienen las ecuaciones del movimiento, hasta llegar a obtener las expresiones de las propiedades viscoso-elásticas aparentes del MTC.

### 4.2.1 Grado de libertad en desplazamiento

En este caso se desarrolla un enfoque en el que el complejo MTC interviene en la vibración libre de la antepierna según un desplazamiento longitudinal alineado con la propia antepierna. A tal efecto se propone el esquema que se desarrolla en la figura 4.1, uno similar al cual ya fue usado por Fukashiro et al (Fukashiro et al, 2001).



**Figura 4. 1. Disposición general del individuo para la medida de las propiedades viscoso-elásticas del Tríceps sural basada en la vibración libre asociada al desplazamiento longitudinal de la antepierna.**

Haciendo una pequeña introducción en términos generales, el individuo se encuentra en esta disposición sentado y apoya el antepié (a la altura de la cabeza del segundo metatarsiano) en una plataforma con capacidad para registro de la carga que se ejerce sobre la misma. Sobre la rodilla se sitúa una masa que junto con la de la

antepierna constituirá la masa en vibración del sistema. Nótese los ángulos rectos que se indican en la figura y que deben controlarse al inicio del experimento, es decir al aplicar un golpe en la masa, el cual desencadena el proceso de vibración libre en sentido vertical de la antepierna.

Los diferentes elementos indicados en la figura 4.1 se detallarán más adelante, apartado 4.4, siendo el propósito de la figura 4.1 en este instante simplemente el de ilustrar el desencadenamiento de la vibración de un sistema con un grado de libertad, procediéndose a continuación a una descripción general de los elementos del conjunto. El equipo consta de:

(a) una célula de carga (1) configurada para capturar la señal de presión debajo del pie una vez se ha producido el impacto. La célula de carga está fijada a un bastidor (7) y se puede mover longitudinalmente en la dirección del eje  $x$  mediante un equipo de regulación (4).

(b) una pesa de masa  $M_p$  (2) configurada para acentuar el movimiento de la antepierna en el sentido del eje  $y$  de acuerdo con un modelo de masas concentradas de un grado de libertad. La masa  $M$  total que oscila es la suma de la masa  $M_p$  de la pesa y la masa de la antepierna, cuyo valor es difícil de medir. De hecho, la masa  $M$  que oscila se determinará como el valor de uno de los parámetros que inciden en la respuesta y que se obtendrá con el proceso de ajuste de la solución teórica de un sistema con 1 dgl a los resultados experimentales.

(c) un asiento regulable en altura (3) en la dirección del eje  $y$ , configurado para facilitar dos de los ángulos rectos que aparecen reflejados en la figura 4.1: uno en la rodilla entre la antepierna y el muslo y otro en el tobillo entre la antepierna y el pie. También, en este mismo sentido, acepta el asiento desplazamientos en la dirección  $x$ , a través del elemento de regulación (4) en donde la correcta disposición del sujeto en la dirección  $z$ , para que el sistema que vibra lo haga en el plano  $xy$ , se realiza de forma simple dada la longitud del asiento en esta dirección.

(d) un elemento de regulación de la posición del equipo en la dirección  $x$  (4) configurado para ajustar en dicha dirección la posición del individuo para que el pie quede sobre la célula en la posición correcta y para que la antepierna y el muslo formen

un ángulo de 90 grados, Esta distancia y las demás involucradas en el ensayo quedan grabadas para garantizar la repetibilidad del ensayo con el mismo individuo en días diferentes.

(e) un elemento de respaldo (5) configurado para mantener la posición del sujeto y hacer que el valor del ángulo entre espalda y muslo sea inalterable durante el ensayo, manteniéndose en 90 grados.

(f) una viga articulada (6) configurada para permitir que el sistema de carga se adapte de forma sencilla a las características antropométricas del sujeto. Un extremo de la viga 6 está articulado y el otro apoya sobre la rodilla. El contacto entre la viga y la rodilla se realiza a través de un dispositivo cilíndrico alineado con el eje  $z$ , que garantiza la transmisión puntual en el plano  $xy$ , pero en forma repartida en la dirección  $z$ . La capacidad de desplazamiento de la masa  $M_p$  en la dirección  $x$  y el diseño del elemento de contacto con la rodilla permiten la adaptación del sistema a cualquier sujeto.

(g) un bastidor (7) constituido por una estructura horizontal en forma de T y un pilar. Descansa sobre el suelo a través de tres apoyos situados en los extremos de la T.

La figura 4.2 muestra esquemas simplificados del conjunto anteriormente representado en la figura 4.1, en diferentes instantes de la vibración libre. En la figura se encuentran respectivamente acotadas las distancias desde el punto de apoyo del antepié al punto donde se encuentra la articulación del tobillo ( $R$ ) y desde este punto al de inserción del Tendón de Aquiles en el calcáneo ( $r$ ), distancias que como se verá más adelante juegan un papel fundamental en la obtención de las propiedades visco-elásticas del tríceps sural.

Nótese en la figura 4.2.a la posición del conjunto tibia-peroné que tiene una longitud  $L$  constante debido a la rigidez infinita del conjunto tibia-peroné frente a la del conjunto MTC. Nótese también que siguiendo el modelo de Hill (Hill, 1938) el MTC se ha sustituido en la figura por un conjunto equivalente de un muelle de constante  $k$  en paralelo con un amortiguador de viscosidad  $c$ . Es importante notar que en esta posición el Gastrocnemio no va a trabajar, por lo que el MTC se reduce al Sóleo y al tendón. Así se hará constar explícitamente en el apartado 4.3 cuando a partir de las constantes  $k$  y  $c$ , se intenten obtener los valores individuales de las dos componentes mencionadas.

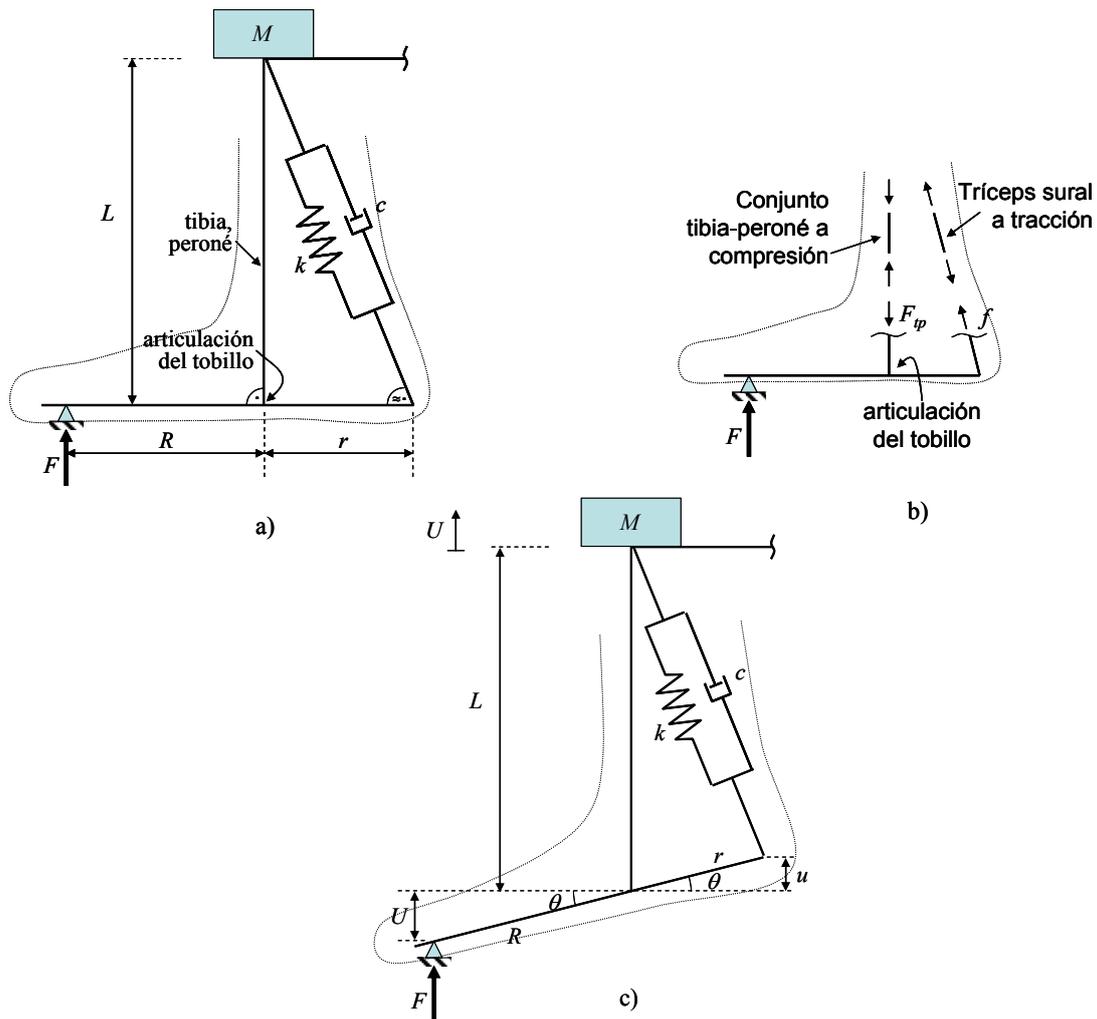


Figura 4. 2. a) Esquema simplificado de funcionamiento del conjunto durante la vibración libre en la posición inicial, b) equilibrio del pie, c) esquema simplificado en una posición cualquiera durante la vibración.

Aunque la representación exige dar una cierta inclinación al MTC, es evidente, como se hace constar en la figura, que el ángulo que forma el conjunto con el plano horizontal es de aproximadamente de 90 grados.

La figura 4.2b representa un esquema de las cargas que pasan por el conjunto tibia-peroné ( $F_{tp}$ ) y el conjunto MTC ( $f$ ) y que junto a la reacción  $F$  mantienen el pie en equilibrio. La fuerza  $F_{tp}$  origina que el conjunto tibia-peroné esté trabajando a compresión y  $f$  hace que el conjunto MTC esté trabajando a tracción.

La figura 4.2c representa la configuración del conjunto en un instante de la vibración libre. Debido a la rigidez del conjunto tibia-peroné, la articulación del pie

sufre el mismo desplazamiento  $U$  que la masa  $M_p$ . A su vez el punto de inserción del tendón en el calcáneo sufre un desplazamiento  $u$  relacionado con  $U$  a través de:

$$U = \frac{R}{r}u \quad (4.1)$$

Este desplazamiento  $u$  representa el acortamiento del MTC que se encuentra sometido a una fuerza  $f$ .

La relación entre la fuerza  $F$  que aparece en la plataforma y la fuerza  $f$  que aparece en el tendón puede deducirse de la ecuación de equilibrio de momentos respecto al punto alrededor del cual se produce el giro del pie:

$$(I + m_p r_G^2) \frac{d^2\theta}{dt^2} = FR \cos \theta - fr \cos \theta \quad (4.2)$$

donde  $I$  es el momento de inercia del pie con respecto a su centro de gravedad;  $m_p$  representa la masa del pie involucrada en el movimiento de rotación,  $r_G$  representa la distancia desde el centro de gravedad del pie al punto respecto al cual se produce el giro del pie; y  $\theta$  finalmente, figura 4.2.c, es el ángulo de rotación del pie en un instante dado y representa la posición del pie en dicho instante.

Los valores de  $I$ ,  $m_p$  y  $r_G$  pueden estimarse en primera instancia de Zatziorski y Zeluyanov (Zatziorski & Zeluyanov, 1983) y se ha comprobado (evaluando los términos de (4.2)) que los términos del primer miembro de la ecuación son despreciables frente a los del segundo miembro, asociados a las fuerzas  $F$  y  $f$  respectivamente, por lo que la ecuación anterior se puede transformar en:

$$FR = fr \quad (4.3)$$

Ecuación que permite calcular el valor de la fuerza  $f$  que se transmite a través del tendón de Aquiles si es posible registrar el valor de  $F$  en la plataforma y se pueden determinar los valores de  $R$  y  $r$ , lo que será objeto detallado de estudio más adelante.

El sistema representado en la figura 4.2.c tiene dos grados de libertad acoplados: el giro de la articulación y el desplazamiento vertical de la masa  $M_p$  que coincide con el desplazamiento vertical de la articulación. A efectos físicos y debido al acoplamiento de los dos grados de libertad mencionados, el sistema puede ser representado por un solo

grado de libertad aparente, tal y como se representa en la figura 4.3.a, donde  $K$  y  $C$  representarían, las propiedades, rigidez y amortiguamiento, aparentes del sistema.

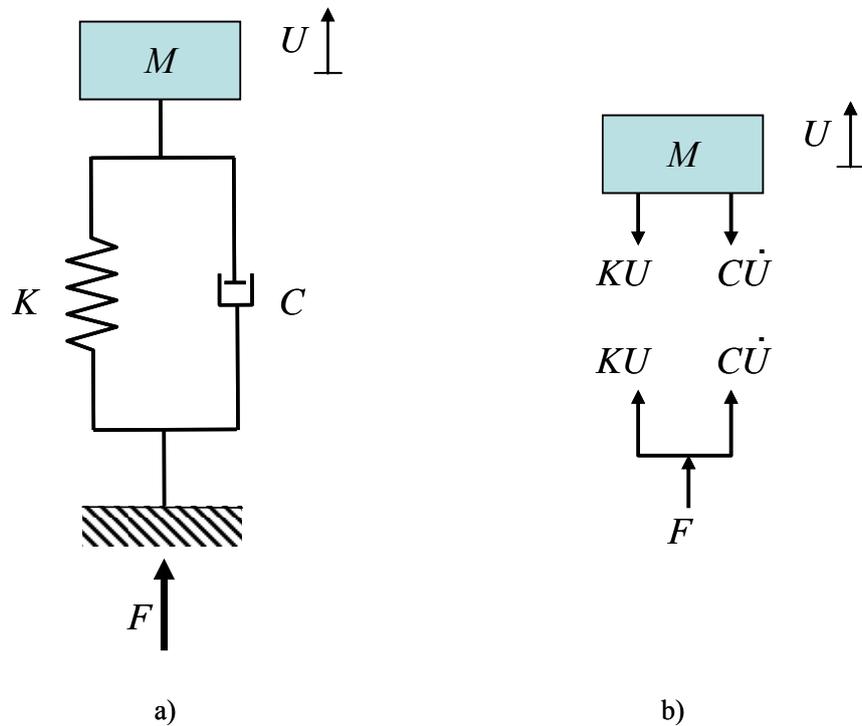


Figura 4. 3. a) sistema equivalente de 1 gdl del conjunto MTC con valores aparentes de rigidez  $K$  y amortiguamiento  $C$ , b) equilibrio de las fuerzas involucradas.

Si tomamos como referencia la posición asociada al instante anterior a aplicar el golpe (lo que simplemente quiere decir que el peso ya ha actuado), del equilibrio de la masa  $M$ , representado en la figura 4.3b, se obtiene:

$$M\ddot{U} = -KU - C\dot{U} \quad (4.4)$$

observando en la misma figura que se cumple:

$$F = -KU - C\dot{U} (= M\ddot{U}) \quad (4.5)$$

Hay que incidir sobre el hecho ya mencionado de que la masa  $M$  total que interviene en el movimiento de vibración libre, y que es la masa incluida en la ecuación (4.4), es la suma de la masa  $M_p$  de la pesa, cuyo valor es conocido, y la masa de la antepierna y del pie involucrada en el movimiento. Dado que esta última es desconocida el valor de  $M$  (superior a  $M_p$ ) se determinará en el procedimiento de ajuste de la respuesta experimental.

Nótese que tomar como referencia la posición inicial antes de aplicar el peso asociado a  $M$ , habría simplemente implicado el incluir el término  $Mg$  en el segundo miembro de la ecuación (4.4), con signo negativo de acuerdo al sistema de referencia tomado.

La expresión (4.4) puede reordenarse para obtener:

$$M\ddot{U} + C\dot{U} + KU = 0 \quad (4.6)$$

ecuación equivalente a la (3.4) del capítulo anterior, cuya solución para un sistema infraamortiguado adoptaba la forma (3.24), que se indica a continuación, para facilitar el seguimiento del desarrollo:

$$U(t) = e^{-\xi\omega t} (A \operatorname{sen} \omega_D t + B \cos \omega_D t) \quad (4.7)$$

Es habitual emplear la siguiente nomenclatura:

$$\gamma = \xi\omega = \frac{C}{2M\omega} \omega = \frac{C}{2M} \quad (4.8)$$

con lo que:

$$\omega_D = \omega\sqrt{1 - \xi^2} \Rightarrow \omega_D^2 = \omega^2(1 - \xi^2) = \omega^2 - \frac{C^2}{4M^2} = \omega^2 - \gamma^2 \quad (4.9)$$

El valor de  $F$  aplicando (4.5), queda:

$$F = (M\dot{U}) = e^{-\gamma t} (A_F \operatorname{sen} \omega_D t + B_F \cos \omega_D t) \quad (4.10)$$

Dado que lo que se medirá será la fuerza que aparece en la plataforma durante todo el proceso, el valor de dicha fuerza medida,  $F_m$ , será el dado por la expresión (4.10) más la acción de la gravedad:

$$F_m = F + Mg = e^{-\gamma t} (A_F \operatorname{sen} \omega_D t + B_F \cos \omega_D t) + Mg \quad (4.11)$$

Nótese que esta fuerza  $F_m$  siempre representa una fuerza de compresión sobre la plataforma, lo que se consigue gracias a la aplicación del peso asociado a la masa  $M_p$  colocada sobre el individuo, garantizándose así el contacto entre pie y plataforma. Por el contrario, la fuerza  $F$ , tomada desde la posición de equilibrio tras la aplicación de la

masa  $M_p$ , tomará, debido a la oscilación, valores negativos y positivos en función del tiempo.

El valor de  $F_m$  se va a registrar experimentalmente, tal como se explicará en el apartado 4, y el registro se ajustará por una expresión como la (4.11), en la que son desconocidos los parámetros  $\gamma$ ,  $\omega_D$ ,  $A_F$ ,  $B_F$  y  $M$ . Como ya se ha dicho,  $M$  se incluye en este grupo dado que representa la masa total involucrada en el movimiento, suma de la masa conocida  $M_p$  de la pesa y de la masa, difícil de estimar, de la antepierna y del pie, involucrada en el movimiento.

Una vez determinados mediante el ajuste los 5 parámetros indicados, los valores aparentes de rigidez  $K$  y amortiguación  $C$  del sistema de 1 gdl estudiado se determinan aplicando las ecuaciones del movimiento oscilatorio. Así, de (4.9) y teniendo en cuenta que  $K$  es igual a  $\omega^2 M$ , se obtiene el valor de  $K$ :

$$K = M(\omega_D^2 + \gamma^2) \quad (4.12)$$

Por otro lado, de (4.8) se obtiene directamente el valor del coeficiente de amortiguación  $C$ :

$$C = 2\gamma M \quad (4.13)$$

Queda ahora el relacionar las propiedades aparentes  $K$  y  $C$  de rigidez y amortiguamiento del sistema con las propiedades  $k$  y  $c$  aparentes del conjunto del tríceps sural, lo que se consigue utilizando la relación (4.3) entre la fuerza  $F$  que aparece en la plataforma y la fuerza  $f$  a que está sometido el MTC.

El equilibrio del conjunto MTC de acuerdo al modelo de Hill tomado implica, figura 4.4, que:

$$f = -ku - c\dot{u} \quad (4.14)$$

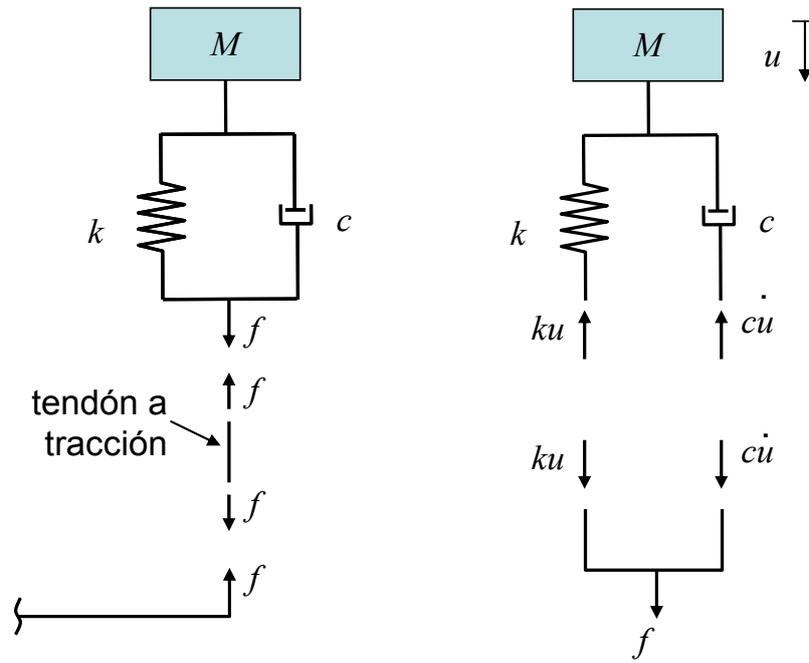


Figura 4. 4. Equilibrio en el sistema equivalente del MTC.

Si en (4.5) sustituimos ahora las relaciones (4.1) y (4.3) obtenemos:

$$\left(\frac{R}{r}\right)f = -K\left(\frac{R}{r}\right)u - C\left(\frac{R}{r}\right)\dot{u}$$

que reordenada conduce a:

$$f = -\left(\frac{R}{r}\right)^2 Ku - \left(\frac{R}{r}\right)^2 C\dot{u}$$

y comparando finalmente con (4.14) lleva a:

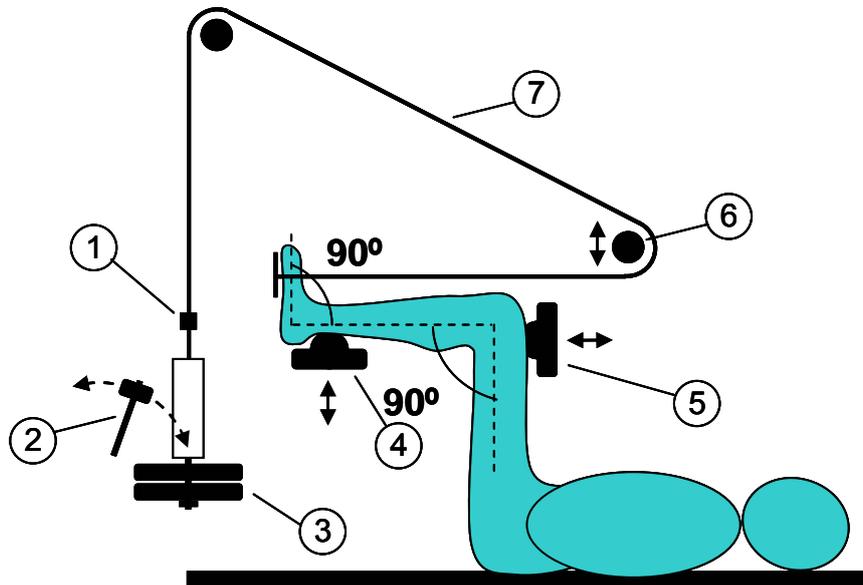
$$k = \left(\frac{R}{r}\right)^2 K \quad , \quad c = \left(\frac{R}{r}\right)^2 C \tag{4.15}$$

expresiones que permiten calcular los valores de la rigidez  $k$  y del amortiguamiento  $c$  aparentes del MTC en función de los valores aparentes de la rigidez  $K$  y del amortiguamiento  $C$  del sistema, que son los valores que se van a determinar a partir de la medida de la fuerza  $F_m$  que soporta la plataforma.

#### 4.2.2 Grado de libertad en giro

En este caso se desarrolla un enfoque en el que el complejo MTC interviene en la vibración libre de la antepierna según una rotación alrededor de la articulación del

tobillo. A tal efecto se propone el esquema que se desarrolla en la figura 4.5, uno similar al cual ya fue usado por Babic y Lenarcic (Babic & Lenarcic, 2004).



**Figura 4. 5. Disposición del individuo para la medida de las propiedades del tríceps sural basada en un sistema de 1 gdl de giro alrededor de la articulación del tobillo.**

Haciendo ahora también una pequeña introducción en términos generales, el individuo se encuentra ahora en la posición de cúbito supino con el miembro inferior recogido presentando un ángulo de 90 grados entre la antepierna y el muslo. Apoya el antepié (a la altura del quinto metatarsiano) en un estribo y descansa la antepierna a la altura del tendón de Aquiles en un apoyo fijo. El movimiento horizontal de la antepierna se encuentra limitado por un apoyo fijo situado en la zona de inserción del cuádriceps en la rodilla. El estribo mencionado se encuentra conectado por un sistema de poleas a una masa sobre la que se actuará con un golpe para desencadenar la vibración libre del sistema, rotando el pie alrededor de la articulación del tobillo.

Los diferentes elementos indicados en la figura 4.5 se detallarán más adelante, apartado 4.4, siendo el propósito de la figura 4.5 en este instante simplemente el de ilustrar el desencadenamiento de la vibración de un sistema con un grado de libertad, procediéndose a continuación a una descripción general de los elementos del conjunto. El equipo consta de:

(a) una célula de carga (1) configurada para capturar la señal de tensión en el cable, tensión que se transmite al pie, una vez se ha producido el impacto. La célula de carga está, a través del cable de conexión (7), en serie con el pie y las pesas (3).

(b) una pesa (3) de masa  $M_p$  cuya misión es acentuar el movimiento del pie en el sentido de la rotación alrededor de la articulación del tobillo y de acuerdo con un modelo de masas concentradas de un grado de libertad. La masa total  $M$  que oscila es la suma de la masa  $M_p$  de la pesa y de la masa del sistema de transmisión de la fuerza (la masa del pie involucrada en la oscilación se considera independientemente). Dado que esta masa total  $M$  que oscila es difícil de estimar, se determina como el valor de uno de los parámetros que inciden en la respuesta y que se obtienen con el proceso de ajuste.

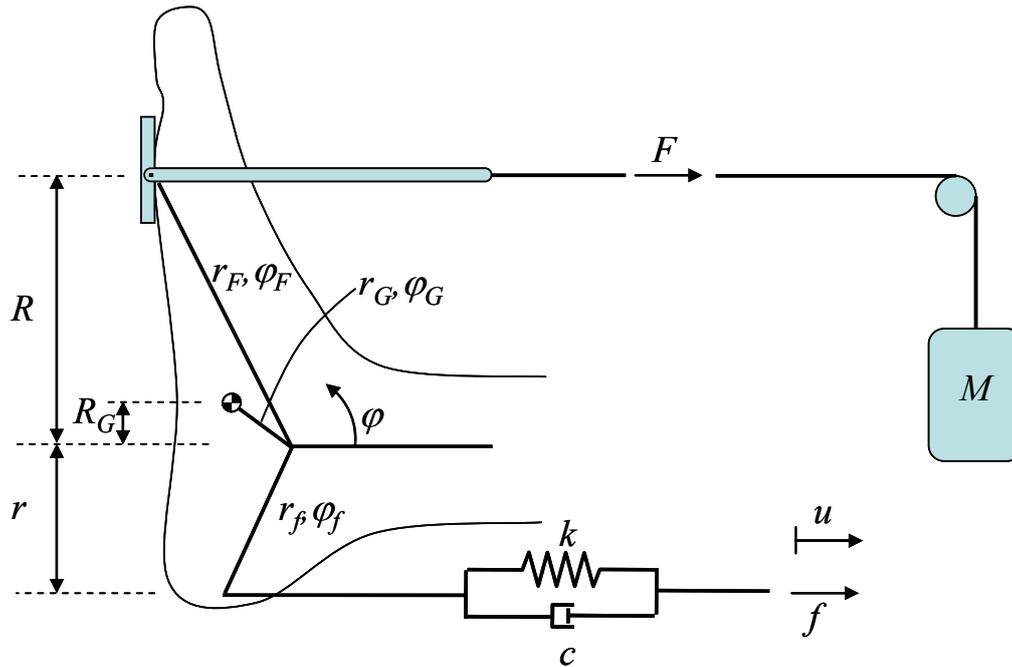
(c) Un sistema de impacto (2) actúa sobre las pesas para iniciar la vibración libre del sistema.

(d) Un sistema de ajuste antropométrico que se realiza mediante los dispositivos (4) y (5). Este sistema permite que se satisfagan los ángulos iniciales de 90 grados indicados en la figura. El ajuste en la dirección  $z$  es inmediato al estar el individuo reposando sobre el suelo.

(e) un sistema de transmisión de la carga desde las pesas hasta el pie, que consta fundamentalmente de un cable de transmisión (7) y dos poleas (6). El cable debe ser de mucha rigidez a tracción, y muy poca a flexión para adaptarse a la forma local del canal de las poleas, intentando minimizar la fricción del sistema. La polea cercana al pie (en el sentido de la transmisión) debe poder regularse en altura para conseguir así que la zona del cable próxima al estribo esté en posición horizontal.

Para encontrar las ecuaciones que controlan el sistema en vibración libre de giro del pie después de un impacto tomamos como referencia la figura 4.6.

Con respecto al sistema general de referencia todos los puntos tienen una referencia  $r, \varphi$ , figura 4.6.



**Figura 4. 6. Esquema simplificado de funcionamiento del conjunto durante la vibración libre en la posición inicial.**

Para simplificar las expresiones que vamos a derivar, adoptamos la notación siguiente para los puntos significativos que influyen en el equilibrio del sistema: la posición de la masa M, la posición del centro de gravedad del pie y la posición del tendón de Aquiles.

$$\begin{aligned}
 R &= |r_F \text{sen} \varphi_F| \\
 R_G &= |r_G \text{sen} \varphi_G| \\
 r &= |r_f \text{sen} \varphi_f|
 \end{aligned}
 \tag{4.16}$$

La ecuación de equilibrio de momentos, tomada respecto a la posición de equilibrio (tras aplicar la masa  $M_p$  de la pesa) y suponiendo que el cable de la polea tiene una rigidez infinita y por tanto la acción de M es la de una masa concentrada, conduce a:

$$(I + mR_G^2 + MR^2)\ddot{\varphi} = fr
 \tag{4.17}$$

En esta ecuación I es el momento de inercia del pie respecto al eje perpendicular a la representación realizada en la figura 4.5 que pasa por el centro de gravedad, m es la masa del pie involucrada en la rotación, phi es el ángulo que define la posición en un instante, y f es la reacción asociada al MTC.

La fuerza  $f$  aparente de reacción en el MTC ante el movimiento del pie es:

$$f = -ku - c\dot{u} = -k\phi r - c\dot{\phi}r \quad (4.18)$$

donde  $k$  y  $c$  son respectivamente la rigidez y la amortiguación aparentes del MTC que se pretenden determinar experimentalmente. El desplazamiento  $u$  está relacionado con el giro  $\phi$  experimentado por el pié a través de la distancia  $r$  a la que se encuentra el MTC de la articulación. El signo negativo de los términos de rigidez y resistencia indica la oposición del muelle y del amortiguador al giro.

Sustituyendo (4.18) en (4.17) obtenemos

$$(I + mR_G^2 + MR^2)\ddot{\phi} = -cr^2\dot{\phi} - kr^2\phi \quad (4.19)$$

que reordenando conduce a la ecuación de movimientos del sistema:

$$(I + mR_G^2 + MR^2)\ddot{\phi} + cr^2\dot{\phi} + kr^2\phi = 0 \quad (4.20)$$

Nótese que aunque por simplicidad no se haya dibujado una configuración correspondiente a un instante cualquiera durante el movimiento como se hizo en la figura 4.2.c para el caso anterior,  $\phi$  en la ecuación anterior representa la posición del sistema en un instante dado con respecto a la posición de equilibrio.

La ecuación anterior tiene como solución la función:

$$\phi(t) = e^{-\gamma t} (A \sin \omega_D t + B \cos \omega_D t) \quad (4.21)$$

similar a la del apartado anterior, ecuación (4.7)

Las expresiones de  $\gamma$  y  $\omega_D$  quedarían:

$$\gamma = \frac{cr^2}{2(I + mR_G^2 + MR^2)} \quad (4.22)$$

$$\omega_D^2 = \frac{kr^2}{I + mR_G^2 + MR^2} - \gamma^2 \quad (4.23)$$

De estas expresiones pueden deducirse los valores de  $k$  y  $c$ :

$$c = \frac{2(I + mR_G^2 + MR^2)}{r^2} \gamma \quad (4.24)$$

$$k = \frac{I + mR_G^2 + MR^2}{r^2} (\omega_D^2 + \gamma^2) \quad (4.25)$$

La fuerza que se va a medir  $F_m$  tiene la expresión:

$$F_m(t) = M(g + \ddot{\varphi}R) \quad (4.26)$$

pero teniendo en cuenta que:

$$\ddot{\varphi}(t) = e^{-\gamma t} (A_a \text{sen} \omega_D t + B_a \text{cos} \omega_D t) \quad (4.27)$$

la expresión final de la fuerza a medir queda:

$$F_m = F(t) = e^{-\gamma t} (A_F \text{sen} \omega_D t + B_F \text{cos} \omega_D t) + Mg \quad (4.28)$$

El valor de  $F_m$  se va a registrar experimentalmente, tal como se explicará en el apartado 4, y el registro se ajustará por una expresión como la (4.28), en la que son desconocidos los parámetros  $\gamma$ ,  $\omega_D$ ,  $A_F$ ,  $B_F$  y  $M$ . Como ya se ha dicho,  $M$  se incluye en este grupo, similarmente a lo hecho en el enfoque anterior, dado que representa la masa total involucrada en el movimiento, suma de la masa conocida  $M_p$  de la pesa y de la masa, difícil de estimar, del sistema de cable y polea involucrado en el movimiento.

Una vez obtenidos los parámetros  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$  del ajuste, podemos entrar en las expresiones (4.24) y (4.25) y estimar así los valores aparentes de la rigidez  $k$  y de la amortiguación  $c$  del MTC. Como ya se dijo en el apartado anterior, los términos debidos a la inercia del pie son de un orden inferior a los demás involucrados en la ecuación de equilibrio de momentos, por lo que análogamente al apartado anterior no se han tenido en consideración. Así las expresiones de (4.25) y (4.24) quedan:

$$k = \frac{MR^2}{r^2} (\omega_D^2 + \gamma^2) \quad (4.29)$$

$$c = \frac{2(MR^2)}{r^2} \gamma \quad (4.30)$$

que son las expresiones que utilizaremos para determinar los valores aparentes de  $k$  y  $c$ .

Es interesante remarcar que los valores de  $\omega_D$  y  $\gamma$  se han obtenido de la señal almacenada, es decir de  $F_m$ . Sin embargo los valores de  $k$  y  $c$  a determinar corresponden al valor de la fuerza  $f$  asociada al MTC. Sin embargo, dado que la relación entre  $f$  y  $F_m$  es de la forma:

$$f = \frac{(F_m - Mg)R}{r} \quad (4.31)$$

los valores de  $\omega_D$  y  $\gamma$  asociados a la señal medida  $F_m$  y a la señal  $f$  son idénticos debido a la relación lineal entre ambas.

### **4.3 Relación entre las propiedades aparentes del complejo MTC y las de sus componentes**

En los dos enfoques considerados en el apartado anterior, el conjunto MTC se ha considerado como un muelle en paralelo con un amortiguador. Las variables que se van a determinar experimentalmente representan por tanto los valores aparentes de rigidez y viscosidad del conjunto. Esta información es en sí misma relevante y puede ser usada para evaluaciones del estado de forma de deportistas o de recuperaciones en procesos postoperatorios o traumáticos.

Sin embargo, sería de gran utilidad poder disponer de la información de los valores de rigidez y viscosidad de los elementos del Tríceps Sural por separado, Sóleo, Gastrocnemio y tendón de Aquiles, cuestión que se aborda en este apartado.

En lo que concierne a la rigidez, el muelle de rigidez aparente  $k$  modelado representa en principio la respuesta de todo el conjunto Sóleo-Gastrocnemio-tendón. Ahora bien, dado que en los dos enfoques desarrollados en el apartado anterior, el miembro inferior ensayado se encuentra recogido, el Gastrocnemio no va a trabajar, por lo que la contribución será sólo del Sóleo y del tendón.

En lo que concierne a la viscosidad se supone que el tendón no aporta ningún efecto a esta característica y dado que como se ha dicho anteriormente el Gastrocnemio no contribuye, por la posición en que se realiza el ensayo, el valor de la viscosidad obtenido experimentalmente corresponde a la viscosidad del Sóleo.

Se trata por tanto de relacionar el valor aparente de rigidez medido,  $k$ , con los valores de rigidez de tendón y músculo (Sóleo). Mientras que el tendón se caracteriza por un valor de rigidez constante,  $k_t$ , independiente de la carga, el músculo de acuerdo al modelo de Hill se caracteriza por una rigidez,  $k_m$ , que es función lineal de la carga aplicada  $f$ ,

$$k_m = k_{ss} f \tag{4.32}$$

donde  $k_{ss}$  representa la pendiente (slope) de la variación de la rigidez del Sóleo con la carga.

Para determinar la relación entre  $k$ , y  $k_t$  y  $k_m$  ( $k_{ss}$ ) reproducimos en la figura 4.7 la relación entre los dos sistemas equivalentes: el aparente y el formado por el tendón y el Sóleo cuyos efectos se han puesto en serie.

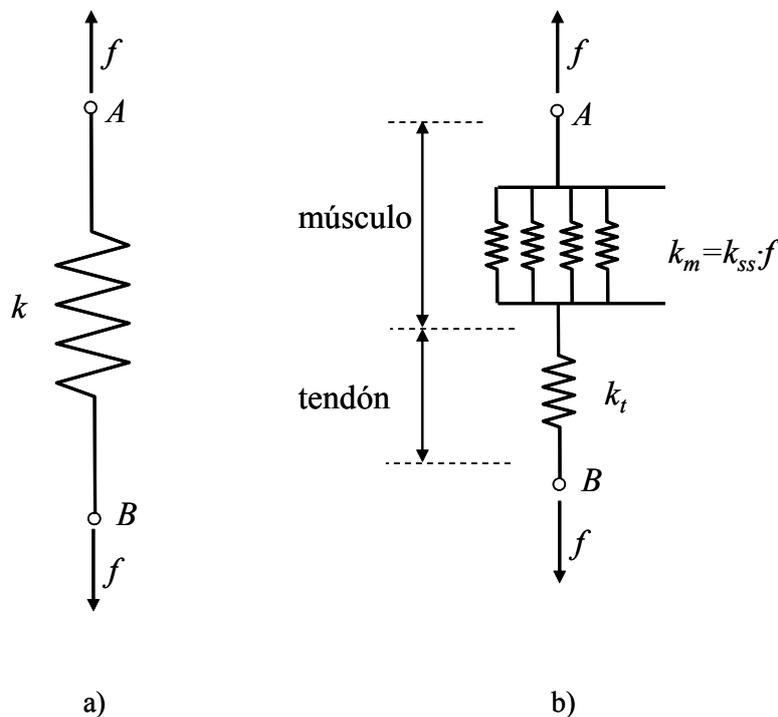


Figura 4. 7. Equivalencia entre el sistema aparente a) y el real b).

Para ser equivalentes ambos sistemas sometidos a la misma carga  $f$  deben experimentar el mismo desplazamiento  $u$ . La relación entre  $u$  y  $f$  para el caso a) es:

$$u(k) = \frac{f}{k} \tag{4.33}$$

mientras que para el caso b) es:

$$u(k_t, k_m) = u(k_t) + u(k_m) = \frac{f}{k_t} + \frac{f}{k_m} \quad (4.34)$$

Igualando las expresiones anteriores se obtiene:

$$\frac{f}{k} = \frac{f}{k_t} + \frac{f}{k_m} \quad (4.35)$$

que conduce a:

$$k = \frac{k_t k_m}{k_t + k_m} \quad (4.36)$$

Si aplicamos ahora la relación (4.32) se obtiene:

$$k = \frac{k_t k_{ss} f}{k_t + k_{ss} f} \quad (4.37)$$

expresión en la que  $k$  y  $f$  son datos y  $k_t$  y  $k_{ss}$  son las propiedades a determinar, lo que se realizará por un ajuste de mínimos cuadrados que se discute en el capítulo 6.

Conviene hacer notar las diferencias entre  $k_t$  y  $k_{ss}$ , las dos incógnitas de la ecuación (4.37). Mientras que  $k_t$  tiene las unidades habituales de una rigidez (fuerza/longitud, e.g.:  $kN/m$ ),  $k_{ss}$  representa el cambio en rigidez del Sólido por unidad de fuerza y tiene unidades de rigidez por unidad de fuerza (i.e.:  $((kN/m)/kN$  o  $m^{-1}$ ).

## 4.4 Descripción de los equipos

### 4.4.1 Equipo con el grado de libertad en desplazamiento

El equipo, con el grado de libertad en desplazamiento, construido para realizar las medidas de rigidez y viscosidad del complejo músculo-tendón se mostraba de forma esquemática en la figura 4.1.

El dispositivo requiere que el sujeto bajo estudio se encuentre en posición sentada, manteniendo los ángulos de  $90^\circ$  que se indican en la figura. La fabricación del equipo se ha hecho de manera que sea adaptable a las diferentes medidas antropométricas de distintos sujetos. El impacto en la masa colocada sobre la rodilla del

miembro inferior bajo estudio es el que provoca el desplazamiento vertical oscilatorio de la antepierna. El apoyo del pie, en la cabeza del segundo metatarso sobre el dispositivo de registro de fuerza (célula de carga), hace que la fuerza  $f$  que finalmente solicita al complejo músculo-tendón, sea la fuerza que se registra en la célula de carga,  $F$ , multiplicada por los correspondientes brazos de palanca de antepié y retropié, ecuación (4.3).

A continuación se realiza una descripción pormenorizada de las distintas partes que componen el equipo (los números de la lista coinciden con los de la figura 4.1).

1.- Célula de carga, figura 4.8. Registra la evolución temporal de la fuerza en el punto de apoyo del pie del sujeto. Tal y como se detalla en el Capítulo 5, el centro de presiones del antepié, se puede situar aproximadamente sobre la cabeza del segundo metatarso, punto que se apoya sobre el centro de la célula de carga. Para realizar tal posicionamiento, se ha acoplado una placa atornillada a la célula de carga, en la cual se apoya el pie, con un tornillo de cabeza avellanada que, al no ser protuberante, no molesta en dicho apoyo, pero permite, por palpación del propio sujeto ubicar con suficiente precisión el pie sobre dicha plataforma (ver figura 4.8.a en la situación antes de apoyar el pie y 4.8.b con el pie apoyado).

La plataforma atornillada a la célula de carga dispone, una vez que el sujeto posiciona de forma definitiva el pie, de una plaquita vertical que se puede desplazar sobre una rejilla graduada que se coloca en contacto con la punta del pie. El registro de la marca de la rejilla graduada permite que en posteriores ensayos sobre un mismo sujeto, el pie quede posicionado en idénticas condiciones que en los anteriores ensayos. Ello además permite una colocación más rápida del pie sobre la plataforma al disponer de dos puntos de referencia por contacto, uno la cabeza del tornillo y otro la posición de dicha placa como tope en la punta del pie.

2.- Masas y punto de impacto, figura 4.9. Dado que como se ha descrito con anterioridad, el tendón presenta una rigidez constante con la fuerza que lo solicita, y el Sóleo, por el contrario, presenta una rigidez proporcional a dicha fuerza, la única manera de poder medir ambas rigideces, es realizando varios ensayos con fuerzas diferentes. Este dispositivo se ha construido de forma: que permita un cambio ágil de las pesas que se colocan en los distintos ensayos, que una vez colocadas las pesas, éstas

queden bien firmes y finalmente, que presenten un cabezal para poder realizar fácilmente el impacto, lo que se realiza de forma manual con un martillo. El dispositivo completo dispone de un sistema de corredera, que permite su desplazamiento horizontal, en caso de necesitar dicho ajuste. También dispone, como en el caso anterior, de una rejilla graduada para anotar la posición particular de cada sujeto, lo cual permite, al igual que con la posición del pie en la plataforma, una reproducibilidad completa de los distintos ensayos realizados con el mismo sujeto en diferentes días.



a)



b)

**Figura 4. 8. Célula de carga, a) antes y b) durante el ensayo.**

3.- Regulador de la altura de la silla, figura 4.10). Permite adaptar la máquina para diferentes sujetos y mantener el ángulo de  $90^\circ$  en la rodilla. En este caso, se dispone de una serie de taladros numerados, que al igual que el resto de ajustes del dispositivo de ensayo, pasan a la hoja de toma de datos del sujeto. En la figura 4.10 se observan los dos tubos concéntricos y los taladros que permiten dicho ajuste de altura del asiento.



**Figura 4. 9. Plataforma de colocación de las pesas y punto de impacto.**



**Figura 4. 10. Regulador de altura.**

4.- Regulador de distancia de la silla a la célula de carga, figura 4.11. Esta regulación complementa a la regulación de altura para mantener los ángulos rectos en sujetos con diferentes medidas antropométricas. En este caso, esta regulación en distancia de la silla a la célula de carga, permite adaptar el dispositivo de ensayo a diferentes longitudes del fémur de los sujetos. Como en el caso anterior, esta regulación consiste en una serie de taladros numerados (sobre las platabandas horizontales que se observan en la figura. 4.11, que análogamente a los reguladores anteriores, permite la reproducibilidad total del ensayo a un sujeto en días diferentes.



**Figura 4. 11. Regulador de profundidad.**

5.- Respaldo del asiento, figura 4.12. La presencia del respaldo es una absoluta necesidad para la representatividad y reproducibilidad del ensayo, dado que variaciones de la posición del sujeto respecto de la vertical, provocan variaciones de la resultante medida sobre la célula de carga, al intentar el sujeto contrarrestar su desequilibrio, hacia delante o hacia atrás. En la versión definitiva del dispositivo, este respaldo se ha apuntalado con una barra apoyada en diagonal, que al triangularizar la estructura, hace que la misma sea prácticamente rígida.



**Figura 4. 12. Respaldo del asiento.**

6.- Barra de sustentación de las pesas, figura 4.13. Se trata de una barra, articulada en el extremo unido a la estructura principal del dispositivo de ensayo, que sostiene las pesas y permite la transmisión del movimiento oscilatorio vertical a la rodilla y al sistema Sóleo-tendón. La barra posee una longitud lo suficientemente larga como para que los pequeños desplazamientos verticales (eje  $y$ ) no vengán acompañados de desplazamientos horizontales (eje  $x$ ) significativos, y permite además descargar al sujeto, a través de un dispositivo de soporte, entre ensayo y ensayo. Este último hecho es fundamental para no sobrecargar el sistema músculo-tendón con una carga mantenida. La transmisión entre el conjunto barra-pesas y la rodilla se realiza a través de una pieza semicilíndrica (61) que evita presiones locales altas sobre la zona del vasto interno donde se aplica la carga.



**Figura 4. 13. Barra de sustentación de las pesas.**

7.- Estructura soporte, figura 4.14. Estructura de perfiles de acero soldados entre sí, que dan rigidez al conjunto. La estructura apoya en el suelo en tres zonas (71): debajo del asiento, debajo de la célula de carga y debajo del perfil vertical de la estructura. Al aplicar el golpe sobre las pesas, la estructura vibra y dicha vibración se transmite a través de la barra (6), y la estructura soporte (7) hasta alcanzar la célula de carga.

Para evitar interferencias y acoplamiento de la medida en la célula de carga asociadas a dicha vibración, la rigidez de la máquina debe ser tal que la frecuencia natural de vibración de la misma sea superior a la frecuencia de vibración del sistema músculo-tendón bajo ensayo. Los valores típicos de la frecuencia de vibración del sistema Sólido-tendón se encuentran en el entorno de 20 Hz, mientras que la estructura construida posee una frecuencia natural del orden de 85 Hz (medida experimentalmente).

Ello garantiza, de acuerdo a lo expuesto con anterioridad, el no acoplamiento de ambas medidas. Este valor final de rigidez de la estructura se ha obtenido tras varias mejoras (que serán revisadas en el apartado 4.3.3) en sucesivos diseños de la misma, rigidizando las partes más flexibles.



**Figura 4. 14. Estructura soporte.**

#### **4.4.2 Equipo con el grado de libertad en giro**

En este caso, el dispositivo requiere que el sujeto bajo estudio se encuentre en posición tumbada, manteniendo los ángulos de  $90^\circ$  que se indicaban en la figura 4.5. El diseño y la fabricación del equipo se ha hecho, también en este caso, de manera que sea adaptable a las diferentes medidas antropométricas de distintos sujetos.

A diferencia de la configuración del equipo anterior, en éste, la masa sobre la cual se aplica el impacto no se encuentra sobre la rodilla, sino que por medio de un cable y dos rodamientos, el efecto de dicho impacto se transmite al arco metatarsal del pie. Esta acción sobre el antepié, origina la rotación del pie alrededor del tobillo. La célula de carga, que registra la evolución de la fuerza aplicada con el tiempo, se coloca entre la zona de masas y el antepié, figura 4.5. En este caso, también se debe multiplicar la fuerza registrada por la célula de carga por los correspondientes brazos de palanca de antepié y retropié, para obtener la fuerza que finalmente solicita al complejo músculo-tendón, ecuación (4.31).

A continuación se realiza una descripción pormenorizada de las distintas partes que componen el equipo.

1.- Célula de carga, figura 4.15. Se coloca en el cable que transmite la fuerza al antepié. Registra la evolución de la fuerza con el tiempo. Dado que la célula, aunque de reducidas dimensiones, tiene un cierto peso, debe colocarse en este tramo del cable de transmisión, ya que colocada en cualquiera de los otros tramos (el diagonal entre rodillos, o el horizontal que llega al antepié) provoca que el cable no quede derecho en el momento del impacto, provocando oscilaciones laterales no deseables. Se ha intentado minimizar las pérdidas por rozamiento en los dos rodillos a lo largo del recorrido del cable, instalándolos con rodamientos elegidos de un radio significativo.



**Figura 4. 15. Célula de carga.**

2.- Dispositivo de impacto, figura 4.16. Dado que en este caso la parte superior de las pesas va directamente unida al cable de transmisión, se ha fabricado un pequeño dispositivo, en forma de cajón, que permite impactar sobre las pesas, sin interferencias del cable de transmisión.

3.- Pesas, figura 4.17. Van unidas al dispositivo de impacto mediante un sistema de fácil desmontaje, que permite cambiarlas de forma ágil, dado que es necesario realizar ensayos con diferentes pesos.



**Figura 4. 16. Dispositivo de impacto.**



**Figura 4. 17. Pesas.**

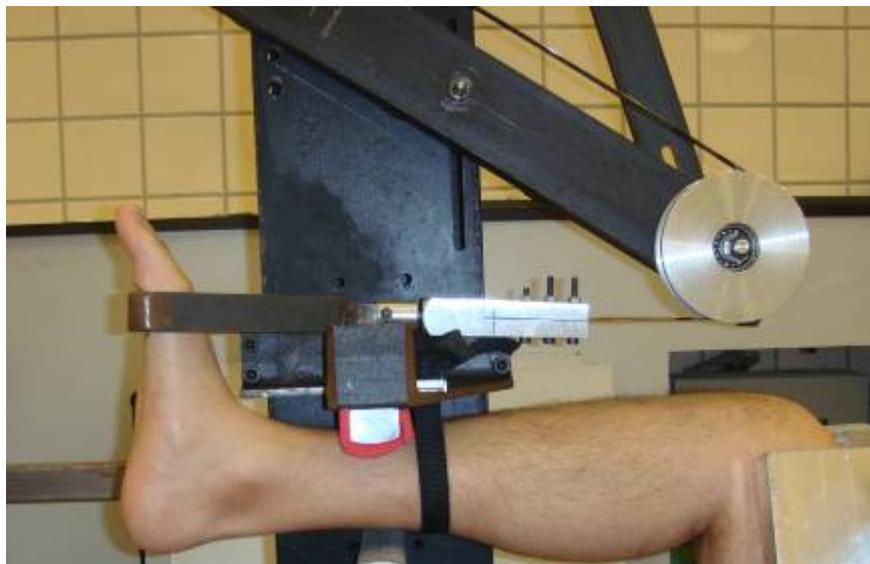
4.- Dispositivos de ajuste, figura 4.18. Permiten ajustar la máquina a sujetos con medidas antropométricas diversas. Dichos dispositivos de ajuste van instalados sobre la estructura principal de la máquina y su posición debe ser tal que garanticen los ángulos rectos que se indican en la figura 4.5. También permiten que el cable se quede en posición paralela a la antepierna.

5.- Cable de transmisión, figura 4.19. Este dispositivo, que originalmente consistía en un cable de acero trenzado, ha sufrido varias modificaciones, tal y como se detalla en el punto 4.4.3.2 para finalmente ser una pletina de acero de poco espesor. Dicha geometría particular persigue una alta rigidez a tracción y una baja rigidez a flexión, para poder arrollarse sobre los rodillos de forma adecuada. La pletina, al llegar

al pie, se une a un dispositivo en forma de estribo, por dentro del cual se introduce el antepié, que apoya sobre el arco metatarsal en la base de dicho estribo, figura 4.19.



**Figura 4. 18. Dispositivos de ajuste.**



**Figura 4. 19. Cable de transmisión y estribo de apoyo.**

6.- Elementos de regulación del cable. Es importante que el cable actúe paralelo a la tibia, de forma que el recorrido final del cable debe poderse regular en altura, para adaptarse a sujetos con distintas longitudes de fémur.

### 4.4.3 Comentarios sobre la evolución de los diseños de los equipos

Los dos equipos descritos en este capítulo representan respectivamente las versiones finales de numerosas modificaciones en configuraciones preliminares. Cada una de las modificaciones en cada uno de los equipos, ha venido motivada por la solución de algún problema en el proceso de ensayo y medida o por la mejora de la versatilidad y adaptabilidad de los equipos a las diferentes medidas antropométricas de los sujetos bajo ensayo.

Sin ánimo de revisar exhaustivamente, una por una, las modificaciones realizadas, en este apartado se pretende poner de manifiesto que la configuración final de cada una de las dos máquinas ha tenido un largo proceso de mejora continua.

Las modificaciones más significativas, agrupadas por equipo, son las que se enumeran a continuación.

#### 4.4.3.1 Equipo basado en el grado de libertad en desplazamiento

Como se ha comentado antes el objetivo en este apartado no es presentar todas las versiones llevadas a cabo pero sí es relevante presentar la primera versión de este equipo, que daba resultados aparentemente satisfactorios.



**Figura 4. 20. Modelo de equipo de medición basado en el desplazamiento vertical de la antepierna a partir de la utilización de bandas extensométricas.**

En esta primera versión, figura 4.20 el dispositivo de medida no era una célula de carga, sino consistía en una pieza con una geometría conocida a la que se le acoplaba

una banda extensométrica que medía las deformaciones que se producían en dicha pieza.

Esta primera versión, sin entrar mucho en detalles, consistía en una viga que trabajaba a flexión, empotrada en un extremo mientras que en otro, el sujeto colocaba el antepié. Una banda extensométrica colocada a la mitad de la longitud registraba las deformaciones producidas. Este dispositivo se diseñó para sustituir una plataforma de presiones, por resultar un medio más económico de construir pero igualmente preciso. Las medidas que se obtuvieron a partir de esta máquina y sus evoluciones eran aparentemente buenas pero presentaban problemas de repetibilidad. Además, tras un análisis exhaustivo de la señal recogida se comprobó que ésta a pesar ser visualmente correcta, era fruto de la respuesta acoplada de un sistema amortiguado con dos grados de libertad: el desplazamiento vertical de la antepierna y la deformación propia de la viga cuyo efecto no era despreciable.

Posteriormente, la modificación más significativa consistió en cambiar la viga a flexión con banda extensométrica por una célula de carga trabajando a compresión, como está en el equipo actual, figura 4.20. Las siguientes evoluciones fueron encaminadas a optimizar el pórtico donde se colocan las pesas. En este punto, la onda senoidal recogida, tenía muchas interferencias y el rango en el cuál el sistema se comportaba como un sistema de un grado libertad era muy corto en el tiempo (se registraba solo una onda completa o incluso menos. Se desarrollaron varias estructuras completas para mejorar la recogida de la señal a partir del desplazamiento vertical de la antepierna, como un pórtico de carga basado en un sistema de caída libre con un pasador pero las fuerzas de fricción generadas en dichos modelos los descartaron.

La primera versión del equipo actual era muy sencilla, consistiendo éste en una estructura de apoyo en el suelo y el pilar vertical que sustenta la barra de las pesas. En esta versión primera, el individuo se sentaba en una silla, completamente independiente de la estructura de la máquina, figura 4.21. Las dificultades para garantizar la trazabilidad de la posición relativa del sujeto a la estructura del equipo, motivó un primer cambio en el que la silla en la cual se sienta el sujeto, está unida a la estructura. Dicha unión se realizó, con todos los ajustes móviles, tanto en profundidad como en

altura, teniendo todas las posiciones posibles valores asignados que se registran con los datos del sujeto y permiten reproducir la posición del mismo en ensayos posteriores.

La barra en la que apoyan las pesas, también sufrió mejoras, incorporando una rejilla graduada para que permitiese su movilidad en la dirección de la barra.



**Figura 4. 21. Modelo de máquina basada en el desplazamiento vertical de la antepierna a partir de la utilización de célula de carga, con un contrapeso, para disminuir la carga nominal.**

Para intentar que la masa que solicitaba el conjunto fuera mínima, dado que el propio sistema tiene un peso no despreciable, se colocó, figura 4.21, un contrapeso que permitía eliminar por compensación el peso del sistema. El resultado no fue satisfactorio pues las señales que se registraron no correspondían a la vibración libre de un sistema con 1 gdl.

Tal y como se ha mencionado en la descripción de los equipos, se observó una frecuencia de vibración secundaria, superpuesta a la respuesta del sujeto, y mayor que la frecuencia de vibración del sujeto, que se pudo comprobar que correspondía a la frecuencia propia de la estructura de la máquina (mediante el registro de la célula de carga tras un impacto en la propia estructura de la máquina). Para evitar cualquier tipo de interferencia o acoplamiento de ambos modos de vibración, se realizaron sucesivas modificaciones orientadas a la rigidización de la estructura del bastidor, como la inclusión de cartelas y triangularizaciones en las uniones de los perfiles. Las sucesivas modificaciones alejaron la frecuencia natural de la estructura de los valores

característicos encontrados en los ensayos sobre los sujetos, lo suficiente para descartar los acoplamientos mencionados.

Dos modificaciones adicionales fueron necesarias sobre el asiento. La primera fue añadir un respaldo, dado que se observó que el contrapeso del cuerpo, motivado por una posición no vertical de la espalda afectaba significativamente al registro de la célula de carga. La segunda consistió en la rigidización del respaldo de la silla, directamente mediante la inclusión de una barra, modulable en longitud, anclada directamente al suelo de la estructura.

#### **4.4.3.2 Equipo basado en la capacidad de giro del tobillo**

Al igual que en el caso del equipo con el grado de libertad en desplazamiento, la primera versión del equipo con el grado de libertad en giro era muy sencilla.

El primer cambio significativo de este equipo consistió en la adición de una estructura secundaria, modulable en altura, que permitía ajustar el equipo a sujetos con distinta longitud de fémur, dado que esta estructura es la que genera la reacción a la tracción del cable originando la compresión en la antepierna.

Una segunda modificación que en realidad es la síntesis de numerosas pruebas, fue la sustitución del cable trenzado de acero, que transmite la carga de las pesas al arco metatarsal, por otros cables de mayor sección y finalmente por cintas de relojero. La motivación de estas sustituciones está motivada por la misma razón que se observó en el otro equipo, la aparición de una frecuencia propia de la estructura de la máquina que podía interferir con la medida del ensayo. El problema, en el caso de la configuración del equipo con el grado de libertad en giro, es que al tener el cable una longitud elevada y tener dicho cable además elementos accesorios (poleas, tornillos de cogida, etc.), la subida de la primera frecuencia propia del sistema fue más laboriosa. Cada una de las alteraciones en la concepción del elemento de transmisión (de cable fino a cable grueso, a cinta...) trae asociada la modificación de los elementos auxiliares que acoplan al resto de dispositivos del equipo (rodamientos acanalados, en el caso del cable por rodamientos planos en el caso de la cinta).

El estribo de cogida al pie y la propia ubicación de la célula de carga sufrieron algunas variaciones. En el caso del estribo, se pasó de uno con forma semicircular a uno

con forma triangulada que mejoraba la rigidez del mismo. En el caso de la ubicación de la célula de carga, originalmente, la célula estaba dispuesta entre la última polea y el pie, en el tramo de cable horizontal, originando el peso de la propia célula, alteraciones en la rectitud del propio cable, con las consecuentes vibraciones laterales del mismo. Finalmente la célula se trasladó a la parte recta (vertical) del sistema de transmisión, entre las pesas y la primera polea.

El sistema de impacto sobre las pesas también sufrió algunas alteraciones. La gran diferencia de este equipo con el anterior (grado de libertad en desplazamiento), en lo que al procedimiento de impacto se refiere es que en el caso primero, encima de las pesas se puede impactar sin dificultad, mientras que en este segundo, hubo que idear un sistema de impacto entre las pesas y el cable de transmisión que queda justo encima de las pesas, las sucesivas variaciones de este sistema tampoco olvidaron la facilidad en el cambio de las pesas.

Los sistemas de ajuste antropométrico se mejoraron sucesivamente con la incorporación de sistemas de ajuste modular y la incorporación de correas de sujeción. Estos sistemas de ajuste, al igual que en el caso anterior, disponen de numeraciones que permiten registrar la posición exacta de un sujeto dentro del equipo.

## CAPÍTULO 5: MATERIAL Y MÉTODO

### 5.1 Introducción

El estudio se ha llevado a cabo mediante una muestra no homogénea de 10 sujetos, 7 hombres y 3 mujeres con una media de edad de  $29.2 \pm 5.45$  años y una altura de  $179.22 \pm 7.25$  cms. La razón por la que la muestra no cumple con el principio de homogeneidad es porque el objetivo de éste proyecto de investigación no se centra en el análisis de las propiedades objeto de estudio para una población específica y sí en cambio está más orientado al análisis de los procedimientos de medida desarrollados, centrándonos en la consistencia de los resultados obtenidos para cada uno de los sujetos estudiados. Por tanto, el criterio de selección de la muestra consiste simplemente en elegir sujetos sanos, sin lesiones músculo-tendinosas, y con un grado significativo de disponibilidad, dado el gran número de ensayos que ha habido que realizar sobre ellos, puesto que tanto el protocolo como los dispositivos de medida se han ido modificando y evolucionado en base a los resultados que se obtenían.

Todos los sujetos de los estudios firmaron un consentimiento informado cuyo protocolo fue aprobado por el comité ético de la Universidad de Sevilla (US) y de la Pablo de Olavide (UPO) acorde a la declaración de Helsinki (anexos 3 y 4).

Los procedimientos de obtención de las medidas in vivo llevados a cabo se sintetizan a modo de cuadro resumen en el anexo 5. Constan de tres partes: obtención de las medidas antropométricas, realización del ensayo en los dispositivos desarrollados y por último la realización del ajuste matemático, que por su importancia y trascendencia se muestran en un capítulo aparte.

A pesar de que parte de la metodología llevada a cabo se detalla en otros capítulos para resaltar detalles y justificaciones, a continuación se explica todo el procedimiento de manera global.

Una vez el sujeto haya leído y firmado el consentimiento informado, se recogen sus datos personales, se mide y se pesa. Para obtener los brazos de palancas de antepié y retropié, el sujeto se colocará en posición anatómica neutra procurando que la proyección del centro de gravedad quede entre los dos apoyos y por tanto no se

desplacen hacia adelante las proyecciones de los maléolos tibiales (eje de giro del pie). Se realizarán 4 pedigrafías por sujeto con el procedimiento específico para su posterior análisis como se explicita más adelante.

Aunque el conocimiento previo por parte de los sujetos a ensayar de los procedimientos de ensayo a seguir no sea imprescindible, se ha encontrado muy útil proceder, al comienzo de los ensayos, a una descripción general del procedimiento y de los protocolos específicos de las diferentes partes de que consta dicho procedimiento.

A continuación se llevan a cabo cada uno de los protocolos específicos para cada una de las partes del ensayo, en particular para los dos dispositivos desarrollados de medición. Independientemente de las características y particularidades que implican la realización del protocolo para cada dispositivo, éste en términos generales común a ambas, comenzando inicialmente por la realización de cuatro ensayos con distintos pesos, siendo estos, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 kilos.

Una vez obtenidos todos los resultados de cada uno de los ensayos recogidos en un archivo de texto y teniendo en cuenta los valores de los brazos de palanca de las pedigrafías, se procede a su análisis matemático para la obtención de las propiedades mecánicas acorde al modelo establecido.

## **5.2 Procedimiento para la obtención de los brazos de palanca**

La obtención de las propiedades mecánicas del tríceps sural pasa por conocer la fuerza que se transmite a través del AT. Esta fuerza es el resultado de la tensión que genera el MTC.

En el caso del enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, la fuerza aplicada que se registra en el dispositivo de medida permite, a partir de un equilibrio de momentos, determinar la fuerza en el AT, ecuación (4.3). Resulta por tanto de capital importancia determinar los valores de los brazos de palanca,  $R$  y  $r$  que aparecen en (4.3). La importancia de estos valores en los resultados buscados se acrecienta si observamos la expresión (4.15). En ella puede verse cómo los resultados obtenidos del ajuste experimental del registro de la carga,  $K$  y  $C$ , que representan los valores aparentes de rigidez y viscosidad de todo el conjunto, deben pasarse a los valores aparentes del MTC, valores  $k$  y  $c$ . En la expresión (4.15) puede verse como  $k$  y  $c$

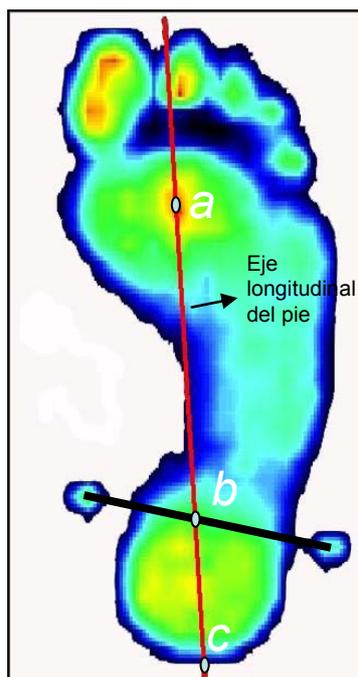
dependen de  $K$  y  $C$  a través de la relación entre  $R$  y  $r$ , al cuadrado. Ello da idea de la trascendencia de medir con precisión  $R$  y  $r$  y justifica la gran importancia dada en el desarrollo de esta Tesis Doctoral a esta cuestión.

En el caso del enfoque basado en la capacidad de giro de la articulación del tobillo, la importancia está en la propia naturaleza de la ecuación que controla el movimiento de rotación, en la que por razones obvias intervienen los brazos de palanca  $R$  y  $r$ .

Varios han sido los procedimientos considerados para determinar ambas distancias, no siendo los resultados absolutamente coincidentes. Antes de explicar en qué consiste cada uno de ellos, hay que contextualizar la situación de análisis y los problemas existentes inherentes a la obtención de ambas medidas.

La mayoría de los autores (De la Fuente, 2003; Goldcher, 1992; Rueda, 2004) que describen la transmisión de cargas en la marcha desde retropié a antepié en el plano horizontal, localizan el eje longitudinal del pié mediante la línea que pasa por la cabeza del segundo metatarsiano y por el punto medio de la huella de retropié, figura 5.1, estableciéndose así el eje donde están contenidos los tres puntos que determinarán las dos distancias que se pretenden obtener.

El esquema de fuerzas anteriormente descrito no es otra cosa que asemejar un modelo muy sencillo de representación a la realidad y ésta está sujeta a varios condicionantes. En primer lugar hay que determinar las longitudes de dos segmentos contenidos en una misma línea y es necesaria la determinación de 3 puntos de referencia:  $a$ ,  $b$  y  $c$ , figura 5.1. El punto  $a$  representa la proyección de la línea de aplicación de todas las fuerzas de oposición que se generan en el antepié (centro de presiones, punto de  $P_{\max}$ ), el punto  $b$  representa el punto de corte de la proyección del eje de giro del tobillo y el eje longitudinal del pié y el  $c$  la proyección de aplicación de las fuerzas que pasan por el AT.



**Figura 5. 1. Eje longitudinal del pie de una huella en dinámico.**

En estático, una vez determinado el eje, para determinar el punto de referencia *a*, la situación de análisis difiere de la mayoría de los estudios realizados para el análisis de movimientos en biomecánica. La diferencia radica en la ausencia de movimiento y en la participación de distintas partes anatómicas. Esto hace que los brazos de palanca se modifiquen notablemente. En los estudios de biomecánica en relación a la propulsión, en la última fase participa la palanca del primer metatarsiano introduciendo un grado más de libertad debido a que éste, a diferencia del resto de los metatarsianos, es móvil. En la situación de estudio se decide que el sujeto apoye “el arco metatarsal” en el centro de la célula de carga.

El punto de referencia *b*, figura 5.1 determina el punto de intersección entre el eje longitudinal del pie y el eje determinado por los maléolos del tobillo (eje de giro).

Por último, el punto de referencia *c* que determina la fuerza que pasa por el AT, se localiza como el punto de corte entre el eje longitudinal y la huella de retropié. Aunque la proyección del AT en el plano horizontal se localice dentro de la huella del pie, su inserción en el Calcáneo se produce en la mitad de la superficie posterior-inferior del mismo, figura 5.2. Por ello, se considera (a efectos de transmisión de fuerzas) el punto *c* como el punto más externo de la huella de retropié.



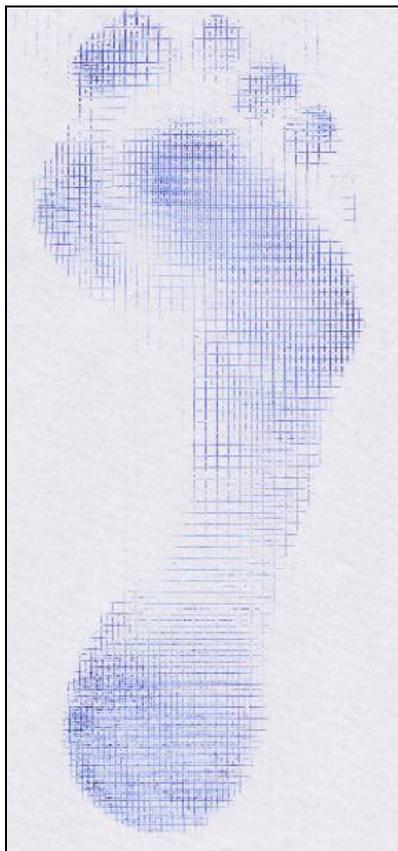
**Figura 5. 2. Plano antero-posterior. Diferencia entre la proyección del AT en el Plano horizontal y la transmisión de carga.**

Los procedimientos considerados para la determinación de estos 3 puntos de referencia han sido fundamentalmente dos: mediante pedigrafías (en estático) y mediante plataforma de presiones (en dinámico y estático). El primer procedimiento que es el usado en esta Tesis se describe en 5.2.1, y el segundo, y sus limitaciones, en 5.2.2. En 5.2.3, por complitud, se hacen algunos comentarios para justificar el desechar el uso de radiografías.

### **5.2.1 Procedimiento basado en pedigrafías**

El procedimiento de la pedigrafía consiste en un sistema de obtención de huella plantar mediante un pedígrafo. Se trata de una caja cuya cara superior o externa está dotada de un elemento elástico que se impregna interiormente de tinta mediante un rodillo. Al apoyar el pie, la superficie impregnada de tinta choca con el fondo de la caja, donde se coloca una hoja de papel, quedando registrada la huella plantar en tinta.

Las estrías de la cara interna del tapiz de caucho del pedígrafo imprimen una cuadrícula tanto más tupida y estrecha en cuanto se eleva la presión local, de este modo se logra una exploración funcional barográfica inmediata con un modo operativo de una extrema simplicidad y un coste irrisorio. Cuando el sujeto se apoya sobre el tapiz, tanto en estática como en dinámica, se obtiene una huella sobre la cual se registra inmediatamente la presión máxima soportada por cada zona de la superficie plantar, figura 5.3. Así, las diferencias de presión zonal se hacen aparentes de forma inmediata.



**Figura 5. 3. Huella plantar por diferencias de presiones.**

La sensibilidad del tapiz hace que reaccione el pedígrafo a una presión mínima de 80 a 100  $\text{g}/\text{cm}^2$ . A partir de 16 a 17  $\text{kg}/\text{cm}^2$ , el aplastamiento es completo y constituye el umbral superior de la medición. Tales presiones se alcanzan a veces, e incluso se superan, en los casos de atrofia severa del almohadillado plantar.

Las imágenes que se consiguen con este procedimiento presentan, por lo general las siguientes ventajas.

- Proporcionan un perímetro nítido y claro de la porción del pie que se apoya, notablemente más claro y seguro que los parámetros obtenidos con otros procedimientos como los informatizados o fotografiados de la planta del pie.
- Este sistema no ensucia el pie al paciente, no provoca irritación cutánea y no tiene demasiado coste.
- Sirve como prueba objetiva del proceso evolutivo de una alteración estructural y/o patológica después de un tratamiento ortopodológico.

- Orienta sobre las diversas presiones que soporta la planta del pie. En este sentido, se produce una escala en la que los puntos de máxima presión son más oscuros y en la que a medida que la presión va perdiendo intensidad, la huella se marca más clara.

El procedimiento en sí no determina con claridad ni las regiones pertenecientes a las cabezas de los metatarsianos ni la proyección de las cabezas de los maléolos (eje de giro de tobillo), pero desarrollando un protocolo modificado, estos inconvenientes quedan resueltos con bastante solvencia.

A continuación se detallan los aspectos significativos del procedimiento de toma de medidas con el pedígrafo.

*1) Material necesario:*

-Pedígrafo.

-Regla de Perthes.

-Papel tamaño A4.

-Marcador (*Instrumento con punta inciso-contusa*)

-Tinta.

-Rodillo.

*2) Protocolo de elaboración. El protocolo de elaboración se divide en dos fases, en la primera se obtienen puntos de referencia y en la segunda fase se realizan las líneas de referencia en base a la fase anterior.*

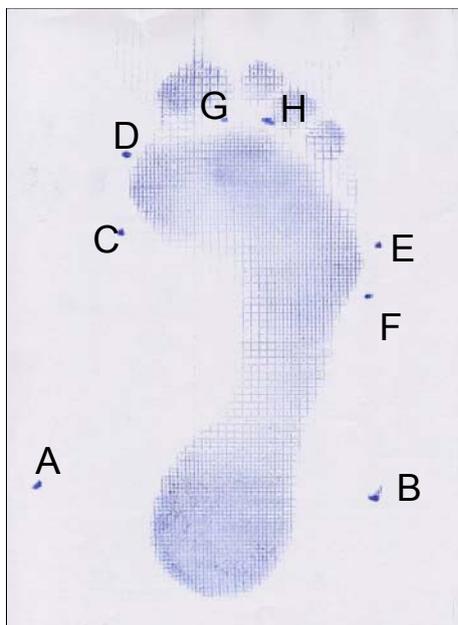
*2.1) Obtención de los puntos de referencia:*

2.1.1 La cara interna del tapiz de caucho del pedígrafo, se impregna uniformemente de tinta mediante un rodillo. Se evitarán impregnaciones en exceso.

2.1.2 El pedígrafo debe situarse sobre una superficie perfectamente horizontal y lisa para el posterior apoyo del pie.

- 2.1.3 El sujeto debe colocarse en posición anatómica neutra con la espalda apoyada en una pared y la base del pedígrafo también apoyado sobre la misma pared.
- 2.1.4 El inicio del apoyo del pie debe realizarse con el pie descalzo y con toda la planta a la vez, con cuidado de que el papel o el pedígrafo no se muevan y manteniendo el pie lo más quieto posible.
- 2.1.5 El pie contrario debe encontrarse descalzo y apoyado firmemente en el suelo a la misma altura que el pie contralateral. La separación entre ambos pies debe ser compatible con una posición cómoda de bipedestación en apoyo bipodal uniforme. Además deberá permanecer durante todo el periodo de exploración con el cuerpo erguido, el rostro mirando al frente, hombros relajados, brazos estirados y pegados al cuerpo y rodillas en máxima extensión.
- 2.1.6 Con el pie sobre el tapiz conviene dibujar con un marcador el contorno del pie para obtener una referencia del tamaño real de éste (este apartado no presenta carácter obligatorio y se llevará a cabo a criterio del explorador).
- 2.1.7 Se localizan los relieves anatómicos que se corresponden con los vértices de los maleólos Tibial y Peroneal y mediante la Regla de Perthes, éstos son trasladados a su posición en la pedigrafía, puntos A y B, figura 5.4.
- 2.1.8 Mediante la técnica de palpación localizamos la cabeza del primer metatarsiano, marcamos su contorno y señalaremos con el marcador el punto más proximal y distal de la misma en su cara medial (medial con respecto al eje del cuerpo y no al eje del pie, puntos C y D, figura 5.4).
- 2.1.9 Mediante la técnica de palpación localizamos la cabeza del 5º metatarsiano, marcamos su contorno y señalaremos con el marcador a nivel de la cara lateral de la misma (lateral teniendo como referencia anatómica el eje del cuerpo y no el eje del pie) su punto más distal y proximal, puntos E y F, figura 5.4.
- 2.1.10 Señalaremos con el marcador los espacios interdigitales del 1º y del 2º metatarsiano en su zona proximal, puntos G y H, figura 5.4.
- 2.1.11 Al acabar el tiempo de apoyo, debe levantarse toda la planta del pie a la vez, mientras un ayudante sujeta el pedígrafo para que no se mueva. De esta manera se evitan oscilaciones laterales que ensucian la impronta plantar.

2.1.12 Evitar en todo momento el contacto de los dedos del explorador con el tapiz de caucho, para evitar dejar señales inapropiadas en la pedigrafía.



**Figura 5. 4. Marcas de referencia para la pedigrafía.**

2.2) *Una vez realizadas las marcas de referencias se dibujan las líneas de referencia, figura 5.5.*

2.2.1 Dibujar el eje de los maléolos (1).

2.2.2 Dibujar la línea que une las referencias proximales de las cabezas del 1<sup>er</sup> y 5<sup>o</sup> metatarsiano (2).

2.2.3 Dibujar la línea que une las referencias distales de las cabezas del primer y quinto metatarsiano (3).

2.2.4 Dibujar la línea tangente a la huella en antepié y retropié por la cara interna (4).

2.2.5 Dibujar la línea tangente a la huella en antepié y retropié por la cara externa (5).

2.2.6 Dibujar líneas (6) y (7) perpendiculares a las líneas (4) y (5) con la condición de que sean tangentes a la huella de retropié. Con este procedimiento se obtiene uno de los tres puntos de referencia *c*.

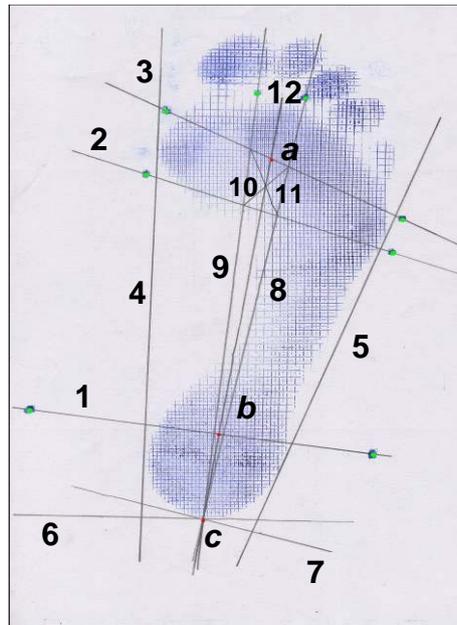
2.2.7 Dibujar las líneas que unen el punto *c* con los puntos de referencias de los espacios interdigitales G y H, líneas (8) y (9).

2.2.8 La intersección de las líneas (2), (3), (8) y (9) da lugar a un cuadrilátero de lados y ángulos desiguales. Se dibujan diagonales de éste cuadrilátero, líneas (10) y (11).

2.2.9 La intersección de estas dos líneas (10) y (11) da lugar a un punto de referencia, que si se une con el punto *c* da lugar a la línea (12). La línea (12) representa el eje longitudinal del pié mediante este procedimiento.

2.2.10 La intersección de la línea (12) con la línea (1) da lugar al punto de referencia *b*.

2.2.11 La intersección de la línea (12) con la línea (3) da como resultado el punto de referencia *a*.

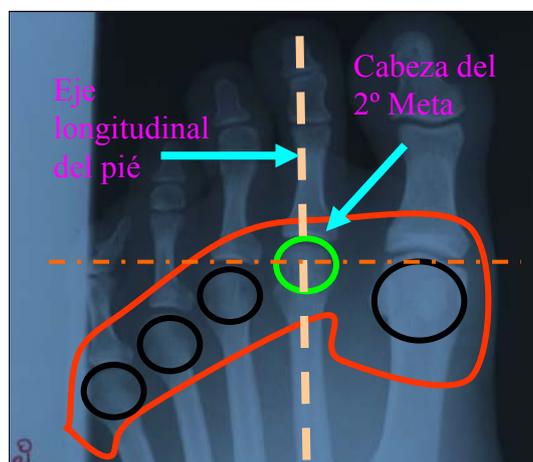


**Figura 5. 5. Líneas de referencias para determinar *a*, *b* y *c*.**

Una vez establecidos los tres puntos de referencia *a*, *b* y *c*, se delimitan los brazos de palanca. El brazo de palanca de retropié *r* se identifica con la distancia comprendida entre *b* (eje de giro) y *c* (resultante de la fuerza que pasa por el AT).

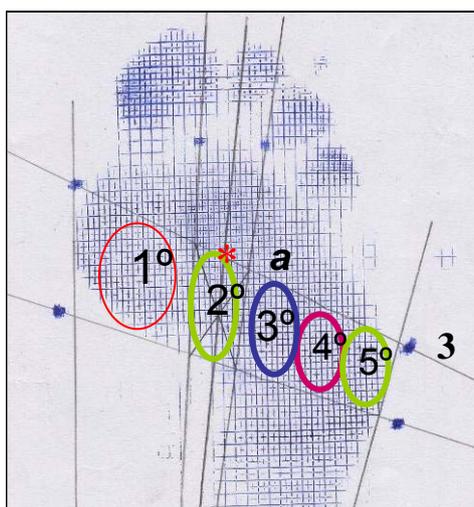
Delimitar el brazo de palanca de antepié es algo más complejo. El brazo de palanca de antepié viene determinado por la distancia comprendida entre el eje de giro *b* y la resultante de todas las fuerzas de oposición que se generan en la zona de apoyo en el antepié. En la situación de análisis esto es algo arbitrario pues depende exclusivamente de la posición del pié en la célula de registro. Para asemejar la situación de análisis a una situación real (posición anatómica) y evitar complicar el modelo con la participación de la palanca del primer meta (esto sería en el caso de que se apoyen sólo los dedos sobre la célula de carga), se decide apoyar el arco metatarsal.

En este caso, según distintos autores, por ejemplo Montagne et al (Montagne et al, 1984), la resultante de las fuerzas que se generan en la zona de antepié estaría a la altura de la cabeza del segundo metatarsiano, figura 5.6.



**Figura 5. 6. Arco de las Cabezas Metatarsales.**

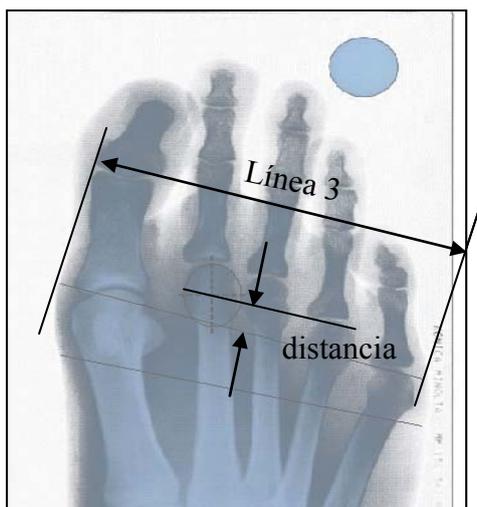
Debido a las limitaciones de las pedigrafías, no es posible detectar con claridad la cabeza del segundo metatarsiano. Los metatarsianos están dispuestos espacialmente formando el arco metatarsal, siendo la cabeza del segundo el que está más adelantado en el plano horizontal, figura 5.7.



**Figura 5. 7. Localización errónea de la cabeza del 2º metatarsiano.**

Mediante el procedimiento de líneas de referencias sobre una pedigrafía se presupone que todas las cabezas están alineadas, localizando la cabeza del segundo

meta en la intersección de la línea 3 con el eje longitudinal del pie (línea 13) dando lugar al punto *a*, figura 5.7. Se comete pues un error al acortar la longitud de *R*. Por ello, se realiza un pequeño estudio para introducir un factor de corrección para situar la cabeza del segundo más allá del punto *a*. Este estudio está basado en radiografías donde se puede apreciar el arco metatarsal y se compara qué porcentaje (en distancia) está la cabeza del 2º metatarsiano por encima de la línea 3, figura 5.6.



**Figura 5. 8. Localización exacta de la cabeza del 2º metatarsiano.**

En este estudio, tabla 5.1, como referencia para localizar espacialmente el centro de la cabeza del 2º metatarsiano se mide porcentualmente esta distancia con respecto a la longitud de la línea 3, figura 5.8. Esto es necesario puesto que en las radiografías del pie en el plano horizontal, no se obtienen las dimensiones completas del mismo.

Los resultados obtenidos muestran que el centro de la cabeza del 2º metatarsiano está por encima de la línea 3 un 4,79% con respecto a la longitud de dicha línea. El error cometido con respecto a la longitud total de *R* es muy pequeño puesto que si tomamos un valor de referencia de *R* promedio ( $R=120\text{mm}$ ) medido en pedigrafía, el error cometido en la localización de la cabeza del 2º meta frente a las dimensiones de *R* es muy pequeño (C.V.=1,91) <sup>(7)</sup>.

---

<sup>7</sup> C.V.: Coeficiente de variación (%) y es igual al cociente de la desviación típica entre el valor medio multiplicado por cien.

**Tabla 5.1. Estudio de radiografías para localizar espacialmente la cabeza del segundo metatarsiano.**

Nº de radiografía	tamaño línea 3	dist_linea_cabez del 2º meta	% sobre línea	Distancia de la cabeza del 2º meta con respecto a la línea 3. +120 mm (valor de ref.)
1	114	7.5	6.6	127.5
2	103	7	6.8	127
3	120	4	3.3	124
4	110	7	6.4	127
5	115	5	4.3	125
6	77	2.5	3.2	122.5
7	86	7	8.1	127
8	82	3	3.7	123
9	70	4	5.7	124
10	74	3	4.1	123
11	70	4	5.7	124
12	71	5	7	125
13	72	4	5.6	124
14	70	2	2.9	122
15	71	2	2.8	122
16	72	2	2.8	122
17	75	2	2.7	122
18	65	3	4.6	123
		media	<b>4.79</b>	<b>124.11</b>
		S.D.	1.73	<b>1.91</b>
		CV (%)	36.14	<b>1.54</b>

La medida final que se quiere obtener es  $R$  y ésta va desde el centro de la cabeza del 2º metatarsiano hasta el eje de giro del tobillo ( $b$ ) y en base a los resultados obtenidos se decide sumar a la distancia  $R_{medida}$  (distancia entre  $a$  y  $b$ ) un 3% de  $R_{medida}$  para ajustarse así más a la realidad.

$$R = R_{medida} + 3\% \tag{5.1}$$

Una vez establecida la justificación de dicho método (pedigrafías), se realizó un pequeño estudio para comprobar la repetitividad del método escogido. Para ello se realizaron cuatro pedigrafías por cada uno de ellos a cuatro sujetos. Los resultados obtenidos se muestran a continuación en las tablas 5.2 a 5.5.

**Tabla 5. 2. Resultados obtenidos a partir de 4 pedigrafías del sujeto 1.**

SUJETO 1					Nº pie: 45				
MID	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} + 3\%)$	$R/r$	MII	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} + 3\%)$	$R/r$
Pedigrafía1	15.5	5.3	15.965	3.01	Pedigrafía1	14.7	5.5	15.141	2.75
Pedigrafía2	15	5.5	15.45	2.81	Pedigrafía2	14.9	5.5	15.347	2.79
Pedigrafía3	14.9	5.3	15.347	2.90	Pedigrafía3	14.7	5.2	15.141	2.91
Pedigrafía4	15.1	5.2	15.553	2.99	Pedigrafía4	14.8	5.2	15.244	2.93
Media	15.13	5.33	12.46	<b>2.93</b>	Media	14.78	5.35	15.22	<b>2.85</b>
S.D.	0.26	0.13	6.97	<b>0.09</b>	S.D.	0.10	0.17	0.10	<b>0.09</b>
C.V.	1.74	2.36	55.93	<b>3.20</b>	C.V.	0.65	3.24	0.65	<b>3.10</b>

**Tabla 5. 3. Resultados obtenidos a partir de 4 pedigrafías del sujeto 2.**

SUJETO 2										Nº pie:42
MID	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} +3\%)$	$R/r$	MII	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} +3\%)$	$R/r$	
Pedigrafía1	13.5	6.3	13.905	2.21	Pedigrafía1	14.3	6.1	14.729	2.41	
Pedigrafía2	13.2	6.3	13.596	2.16	Pedigrafía2	13.5	6.5	13.905	2.14	
Pedigrafía3	13.3	6.4	13.699	2.14	Pedigrafía3	14.5	5.9	14.935	2.53	
Pedigrafía4	12.7	6.7	13.081	1.95	Pedigrafía4	13.9	6.4	14.317	2.24	
Media	13.18	6.43	10.86	2.11	Media	14.05	6.23	14.47	2.33	
S.D.	0.34	0.19	6.08	0.11	S.D.	0.44	0.28	0.46	0.18	
C.V.	2.58	2.95	55.97	5.28	C.V.	3.16	4.42	3.16	7.54	

**Tabla 5. 4. Resultados obtenidos a partir de 4 pedigrafías del sujeto 3.**

SUJETO 3										Nº pie:36
MID	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} +3\%)$	$R/r$	MII	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} +3\%)$	$R/r$	
Pedigrafía1	12.5	4.5	12.875	2.86	Pedigrafía1	12.5	4	12.875	3.22	
Pedigrafía2	12.6	3.9	12.978	3.33	Pedigrafía2	12.3	4.5	12.669	2.82	
Pedigrafía3	12.5	3.9	12.875	3.30	Pedigrafía3	12	4.5	12.36	2.75	
Pedigrafía4	12.3	4.5	12.669	2.82	Pedigrafía4	12.1	4.5	12.463	2.77	
Media	12.48	4.20	10.28	3.08	Media	12.23	4.38	12.59	2.89	
S.D.	0.13	0.35	5.75	0.28	S.D.	0.22	0.25	0.23	0.22	
C.V.	1.01	8.25	55.91	8.97	C.V.	1.81	5.71	1.81	7.71	

**Tabla 5. 5. Resultados obtenidos a partir de 4 pedigrafías del sujeto 4.**

SUJETO 4										Nº pie:42
MID	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} +3\%)$	$R/r$	MII	$R_{medida}$	$r$	$R (R_{medida} +3\%)$	$R/r$	
Pedigrafía1	13.9	5.6	14.317	2.56	Pedigrafía1	14.1	5.2	14.523	2.79	
Pedigrafía2	13.7	5.8	14.111	2.43	Pedigrafía2	14.4	5.1	14.832	2.91	
Pedigrafía3	13	6.3	13.39	2.13	Pedigrafía3	13.9	5.3	14.317	2.70	
Pedigrafía4	13.6	5.9	14.008	2.37	Pedigrafía4	14.5	5.1	14.935	2.93	
Media	13.55	5.90	11.17	2.37	Media	14.23	5.18	14.65	2.83	
S.D.	0.39	0.29	6.25	0.18	S.D.	0.28	0.10	0.28	0.11	
C.V.	2.86	4.99	55.99	7.64	C.V.	1.94	1.85	1.94	3.74	

En primer lugar cabe mencionar el carácter bastante repetitivo de las medidas efectuadas sobre un mismo sujeto, lo que da lugar a valores aceptables del coeficiente de variación.

Los resultados indican una distribución de longitudes de palanca desiguales de un sujeto a otro. Esta desigualdad no está acorde con el tamaño del pie y varía desde  $R/r=2,33$  hasta  $R/r =3,07$ . Se puede observar que dicho cociente también varía a nivel intrasujeto, habiendo diferencia entre ambos pies para un mismo sujeto. Estos resultados destacan la necesidad de realizar dicho procedimiento para cada sujeto y para cada pie. Esto puede dar lugar a diferencias significativas entre ambas piernas para la rigidez y viscosidad del tríceps sural. En el anexo 6 se muestran las pedigrafías realizadas para un sujeto, en ambos miembros inferiores.

### 5.2.2 Procedimiento basado en la plataforma de presiones

Otros procedimientos considerados para la obtención de los brazos de palanca ( $R$  y  $r$ ) se fundamentan en el análisis de equilibrio de fuerzas en dinámico y con procedimientos más sofisticados como es la plataforma de presiones footscan<sup>®</sup>. Este procedimiento permite obtener  $R$  y  $r$  tanto en dinámico como en estático. En estático la resolución de la huella plantar es muy baja y además no localiza bien la cabeza del segundo metatarsiano debido a que no todos los sujetos en posición anatómica tienen la misma distribución de carga en la huella plantar.

En dinámico, la resolución de la huella plantar es mucho mayor y la localización de la cabeza del 2º metatarsiano se define con claridad debido a la biomecánica de la marcha, figura 5.9. En la fase de propulsión, justo antes de la fase de vuelo, el pie se apoya en el arco metatarsal señalizándose con bastante claridad la cabeza del segundo y del primer metatarsiano (siempre que el sujeto no padezca un hallux limitus (insuficiencia del primer metatarsiano en la biomecánica de la marcha, es decir, el sujeto debido a esta patología, en la última fase de propulsión no ejerce la suficiente presión sobre el primer metatarsiano)).

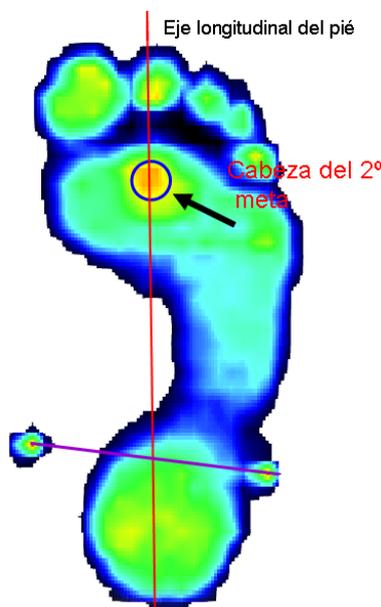


Figura 5. 9. Localización de la cabeza del 2º metatarsiano en dinámico.

Este procedimiento presenta varios inconvenientes conceptuales y procedimentales. Al ser una huella en dinámico, la aplicabilidad de los resultados a los movimientos reales de un sujeto es mayor, pero en nuestro caso la situación de análisis

es en estático y por tanto se estarían desvirtuando los resultados obtenidos. La localización espacial del 2º metatarsiano en dinámico mediante presiones también varía. En la marcha, la cabeza rueda a lo largo de la huella localizando ésta en una posición más adelantada de lo que en la realidad está.

Un inconveniente desde el punto de vista metodológico es que se necesita proyectar el eje de giro del tobillo (determinado por los maléolos) en la huella de presiones. A tal fin se han diseñado varios procedimientos: fabricación de un anillo tibial con proyección en el plano horizontal o simplemente delimitando de manera manual la proyección de los maléolos. En ambos procedimientos la localización de los puntos que determinan el eje de giro está sujeta a una gran variabilidad debido a que dependiendo del ángulo de la marcha (de la tibia con respecto al suelo) el eje se retrasa o se adelanta notablemente alterando los valores de  $R$  y  $r$ .

### **5.2.3 Procedimiento basado en radiografías**

Otro procedimiento a tener en cuenta podría ser mediante radiografías pero presenta serios problemas para determinar los puntos de referencias  $a$ ,  $b$  y  $c$ . Una radiografía del plano sagital localizaría muy bien los puntos  $b$  (eje del tobillo) y  $c$  (fuerza que pasa por el AT) pero no puede localizar  $a$ . La única radiografía que localizaría bien el punto  $a$  sería una de plano horizontal, pero debido a las limitaciones del procedimiento de la misma (máquina, elemento a radiar y placa) sólo se puede realizar desde arriba con un ángulo de inclinación. Para localizar el punto  $b$  habría que introducir un factor de inclinación que dependería de cada sujeto complicando sobremanera el procedimiento.

A todas estas limitaciones habría que añadir las complejidades derivadas de la propia utilización de un procedimiento radiológico y de las instalaciones que se requieren.

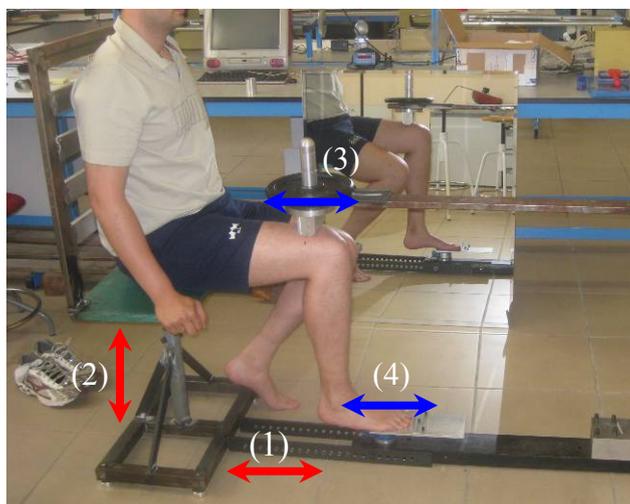
### **5.3 Protocolos específicos de obtención de las medidas**

A continuación se describen los dos protocolos claramente diferenciados para cada uno de los procedimientos desarrollados. En primer lugar, se detalla el procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna y a continuación se detalla el procedimiento basado en la capacidad de giro del tobillo. Ambos

procedimientos comparten el mismo protocolo aunque las consideraciones a tener en cuenta son bien distintas entre ambos debido al principio en el que se basan ambos (desplazamiento vertical de la antepierna y capacidad de giro del tobillo respectivamente) y las distintas disposiciones que adopta el sujeto en ambos procedimientos.

### 5.3.1 Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna

El investigador debe ajustar los parámetros del dispositivo en base a la estatura y longitud de los distintos segmentos corporales del sujeto teniendo que retocar sólo cuatro parámetros: distancia de colocación de la silla (1), altura de la silla (2), distancia de colocación del peso en la rodilla (3), y finalmente la posición del pie en el dispositivo de medida (4), figura 5.10.

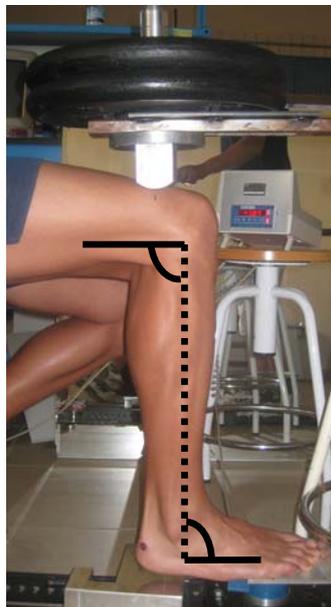


**Figura 5. 10. Parámetros ajustables en la posición del sujeto.**

Debido a la posición que adopta el sujeto y a las características del dispositivo de ensayo desarrollado, el ajuste es bastante sencillo pero permite que el sujeto pueda introducir pequeñas modificaciones en la postura. Esto se traduce en una pequeña variabilidad en los resultados que se explicará más adelante, en el capítulo de resultados. El protocolo llevado a cabo, y que se detalla a continuación, contempla actuaciones y puntos de referencias para reducir esta variabilidad.

- 1- El investigador localiza la cabeza del 2º metatarsiano por palpación. Una vez localizado, se marca con un punto. Se traza una línea con rotulador y escuadra, perpendicular al eje del pie que pasa por la marca realizada.

- 2- El primer parámetro a ajustar es (4). Se hace coincidir la línea de la célula de carga que identifica el eje de medición con el de la línea trazada en la planta del pie. Una vez colocado el antepié en la plataforma se ajusta finalmente (4).
- 3- A continuación se hacen los ajustes pertinentes para obtener ángulos de  $90^\circ$  tanto en la articulación del tobillo como en la de la rodilla. Para ello se ajusta (1) y (2). Como referencia se utilizan las líneas medias de la antepierna y la línea media de la pierna y se comprueba el ángulo con una escuadra (articulación de la rodilla). Para la articulación del tobillo se toma como referencia la línea media de la antepierna y la línea que pasa por la planta del pie, figura 5.11.

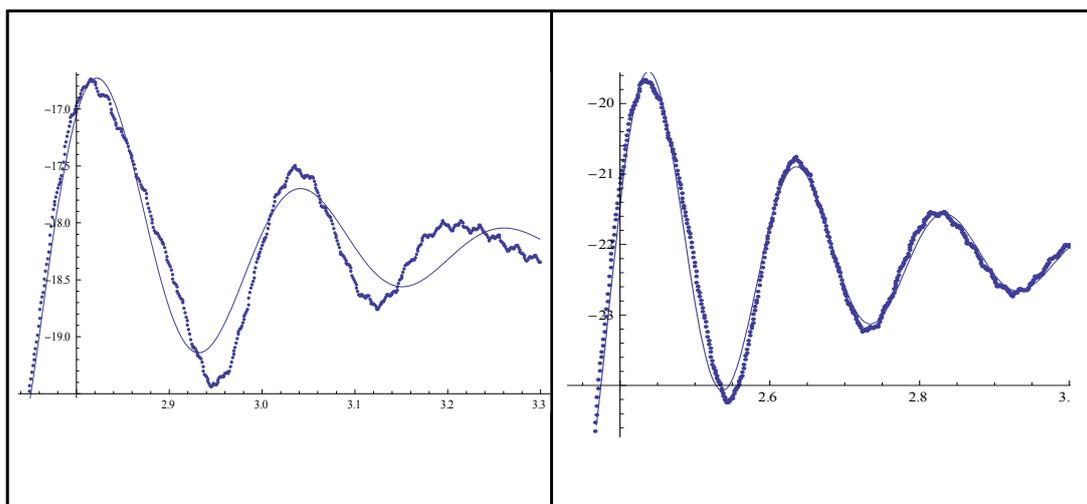


**Figura 5. 11. Obtención de los ángulos de  $90^\circ$  tanto en la rodilla como en el tobillo.**

- 4- A continuación se ajusta la colocación del marco del peso en la rodilla (3) de manera que éste se apoye en el vasto interno. Para garantizar que la posición del sujeto no cambie entre ensayos y que la colocación del marco se realice siempre en el mismo lugar, el investigador hará una marca con un indeleble en la rodilla del sujeto que servirá de referencia para ensayos posteriores.
- 5- Es importante tener en cuenta otras referencias para realizar todos los ensayos de manera repetitiva. Así, se debe establecer una referencia para el pie no ensayado, como colocar el talón sobre el marco de la silla. Esto a priori no debería alterar los resultados, pero debido a la influencia de la balanza pélvica, su colocación puede alterar las palancas generadas en el miembro inferior de

ensayo. Un ejemplo claro de cómo variables contaminantes pueden alterar los datos obtenidos es la colocación de la cabeza durante el ensayo. Se pudo observar que el sujeto con poco peso colocado en el marco y en posición de ensayo, cuando este, de manera deliberada, colocaba la cabeza en distintas posiciones con respecto al eje vertical del tronco, los valores de fuerza registrada en la célula se alteraban un 10-15%. Para evitar este tipo de circunstancias se le pide al sujeto que visualice el visor de la célula de carga.

- 6- Por último, se ajustará el refuerzo del respaldo. Esto evita que se produzca desplazamiento horizontal del muslo. En teoría estos desplazamientos no deberían producirse puesto que la perturbación se produce de manera perpendicular al plano horizontal pero los resultados obtenidos en pruebas anteriores al protocolo final mostraban modificaciones en los resultados. Estas alteraciones van más encaminadas en ocasiones a la calidad de la curva experimental obtenida que a la modificación de los valores. Así, en la figura 5.12 se representan las evoluciones de la misma situación a un mismo sujeto, sin respaldo (registro de la izquierda) con respaldo (registro de la derecha). Puede observarse que el registro sin respaldo es de mucho menor calidad, en el sentido de la capacidad de ajuste del mismo según la respuesta de 1 gdl, que con respaldo. No obstante, la diferencia entre los valores deducidos de los parámetros de la vibración era prácticamente despreciable.



**Figura 5. 12. Diferencias cualitativas en la curva experimental obtenida aunque sin modificaciones en los valores deducidos en ambos casos. A la izquierda de la figura, un ejemplo de un ensayo sin respaldo. A la derecha de la figura el mismo ensayo pero con respaldo. En el eje  $y$  se representa  $f$  y en el eje  $x$  se representa  $t$ .**

Una vez ajustado el dispositivo al sujeto, se resetea la célula de carga y el programa de toma de datos elaborado en el programa Labview. Al ser medidas tan precisas y aparatos de medida tan sensibles, el proceso de reseteado es doble. Primero se establece el cero en la célula de carga y luego se establece en el panel de control, figura 5.13.

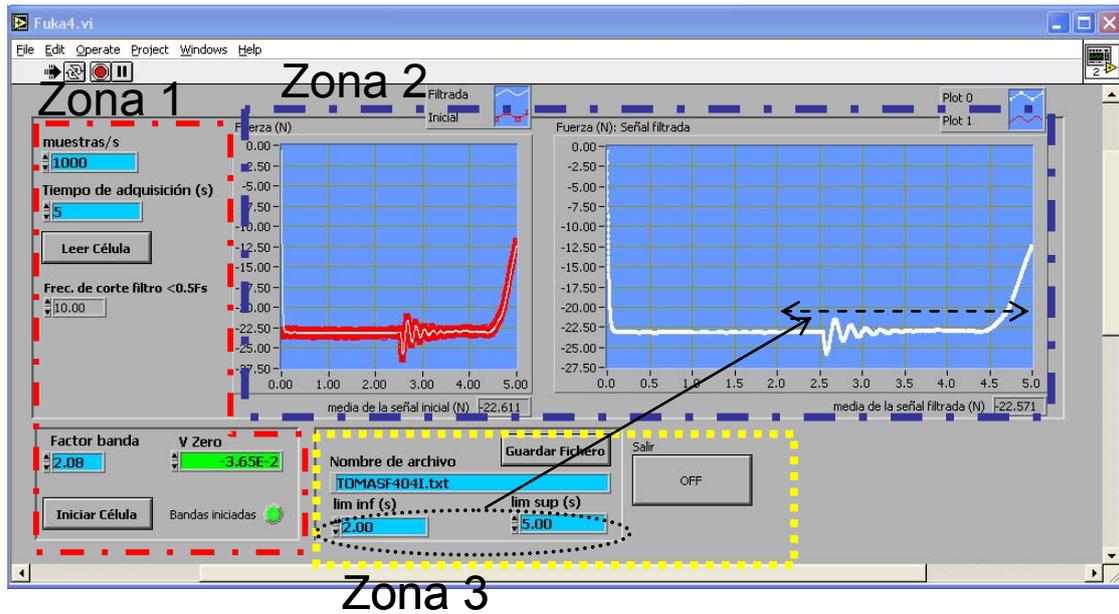


Figura 5. 13. Panel de control de *Labview*, indicándose las distintas zonas de ajuste.

El panel de control de Labview diseñado ad hoc, ha sido desarrollado en función de las necesidades del ensayo, es decir, no existe un programa comercial que contemple la medición de dichos parámetros y por tanto ha sido desarrollado en el Laboratorio de Elasticidad y Resistencia de Materiales de la Universidad de Sevilla y consta de 3 zonas de control.

Zona 1: Se ajusta el número de muestras por segundo y la precisión del filtro (una vez establecida, es común para todos los ensayos). Se establece el valor cero en el programa (resetead del programa).

Zona 2: Se observa la señal en bruto (en rojo y a la izquierda) y la representación gráfica de los resultados (señal en blanco ya filtrada, a la derecha de la pantalla).

Zona 3: Se escoge el intervalo de tiempo donde la oscilación es más pronunciada y se le da el nombre al fichero de texto resultante que se compone de dos columnas: tiempo y fuerza registrada. La duración de los ensayos puede ser modificada a priori. Se

ha establecido por defecto la duración de los ensayos en 5 segundos. La mayoría de las perturbaciones se atenúan en dos o tres segundos como máximo. Además, por la duración del protocolo completo, lo que se pretende es que el sujeto mantenga el peso el mínimo tiempo posible para que la fatiga no altere los resultados.

Una vez cargado el programa y colocado el sujeto en posición de ensayo (ángulos de 90° tanto en la articulación del tobillo como en la de la rodilla, figura 5.11, el investigador pulsa el botón de leer célula y provoca la perturbación con un martillo. Esta perturbación consiste en un impacto elástico. La intensidad del impacto no es determinante para la obtención de los parámetros mecánicos del sistema oscilante. La curva analítica que ajusta a la curva experimental viene determinada por una ecuación dependiente de 5 parámetros, ecuación (4.11) para el procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, de la que se puede obtener la rigidez (4.12) y la viscosidad (4.13). La amplitud de la curva dependerá de la intensidad de la perturbación pero no incide en el resto de parámetros.

El sujeto sólo tendrá que mantener la posición durante 3-4 segundos. Acto seguido, se le quitará el peso y el sujeto descansará el retropié (talón) en un calzo para no fatigarse. Este procedimiento se repetirá 4 veces por peso siendo estos 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 kilos. La razón de la realización de ensayos con 5 kilos es más de familiarización con el procedimiento que de aprovechamiento para su posterior análisis. Al colocar muy poco peso encima de la rodilla, el sistema no tiende a comportarse como un sistema de un grado de libertad y se favorece la participación de variables contaminantes en los resultados, quedando así patente un mayor grado de dispersión de los puntos experimentales para dicho peso. Una posible explicación para éste fenómeno, es la participación de la almohadilla plantar. Su función se asemeja a la de un neumático y una de sus funciones principales es atenuar todas las vibraciones procedentes del firme, es decir, se introduce un amortiguador en el sistema. Esto no siempre ocurre en todos los sujetos. Cuando aplicamos 10 kilos en el marco, la influencia de este amortiguador queda anulada puesto que se comprime antes del ensayo, comportándose (el antepié) como un sólido rígido. Hay que resaltar que esta almohadilla plantar es un rasgo personal y todas las personas tienen porcentajes diferentes. En determinados sujetos esta influencia es totalmente nula.

Otro aspecto importante a resaltar de cara al protocolo del ensayo está relacionado con el apoyo metatarsal en la plataforma. Anteriormente se ha resaltado la importancia de la determinación de los brazos de palanca y cómo determinarlos. Desde el punto de vista procedimental, es importante que el investigador haga hincapié en éste aspecto. La experiencia con deportistas, concretamente corredores, muestra que para que el ensayo se realice con garantías el sujeto debe realizar un apoyo metatarsal neutro. En los corredores, lo que ocurre es que suelen tener un antepié muy supinado mientras que el retropié está muy pronado. Este hecho da lugar a una mala transmisión de carga de antepié a retropié en estático y por tanto altera claramente los resultados.

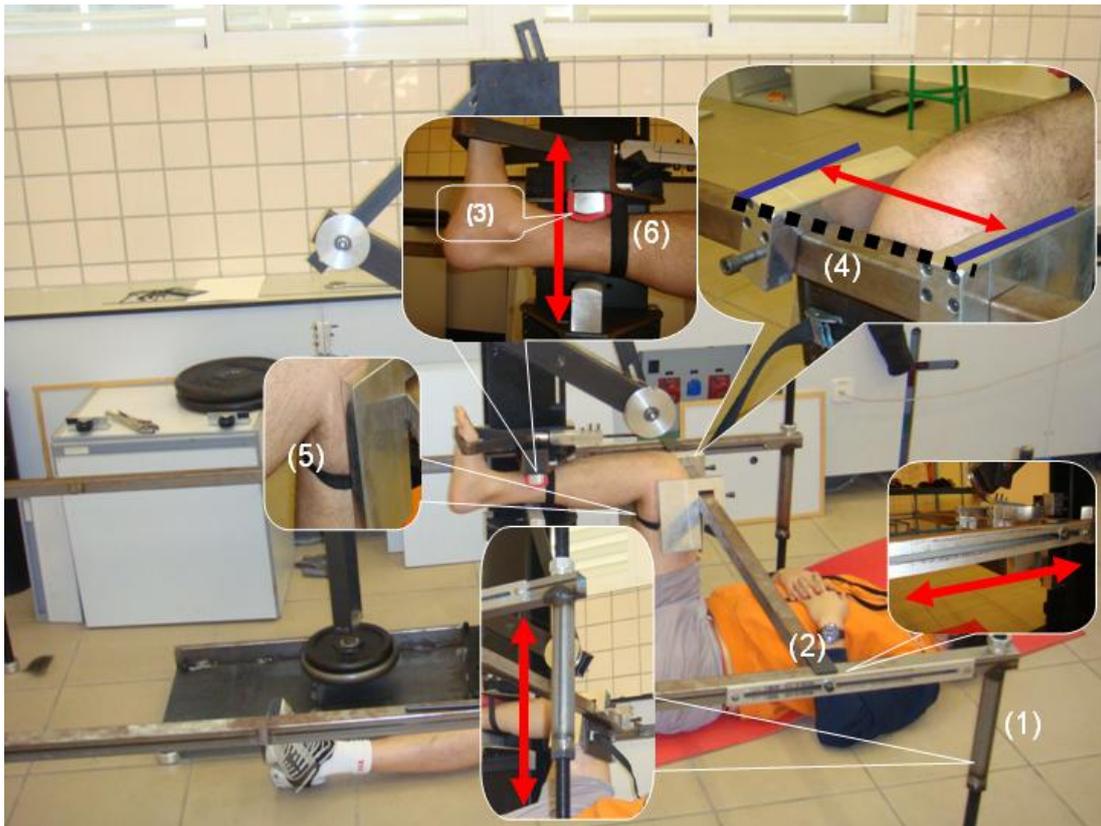
El protocolo estricto que se sigue de manera exhaustiva en todos los ensayos llevados a cabo en el laboratorio se recoge como documento en el anexo 7.

### **5.3.2 Procedimiento basado en la capacidad de giro del tobillo**

Este procedimiento requiere varias fases: ajuste del sujeto en la máquina, ajuste de la máquina en función de las características antropométricas del mismo y por último actuaciones del investigador para la realización del ensayo.

Para este procedimiento, el sujeto adopta una posición de cubito supino, con la rodilla colocada en posición neutra y con el pie insertado en un estribo. El estribo se conecta a las pesas (que están suspendidas) mediante un cable a través de dos poleas, figura 5.14. Una vez colocado el estribo en el pie, el investigador golpea el marco donde están suspendidas las pesas, provocando la oscilación horizontal del estribo. La célula de carga colocada entre el estribo y las pesas, registra las oscilaciones del mismo dando lugar a la onda senoidal experimental. El pie debe estar perpendicular al plano horizontal y apoyado en el estribo a la altura de la segunda cabeza metatarsal, figura 5.14.

Para obtener esta posición y garantizar el resultado del ensayo, hay que ajustar tanto las variables que afectan al estribo como las variables que afectan al pie. Es evidente que las variables del estribo están supeditadas a las del pie, por tanto, el protocolo de ajuste, exige primero ajustar la posición del sujeto en la máquina y a continuación ajustar el estribo.



**Figura 5. 14. Posición inicial en el procedimiento basado en la capacidad de giro de la articulación del tobillo. Las fotos detalles determinan cómo se fija cada uno de los parámetros de ajuste. (1) Altura de la máquina; (2) Profundidad de la rodilla; (3) Tope anterior del miembro inferior; (4) Topes laterales de la rodilla; (5) y (6) Correas de sujeción de antepierna y pierna.**

El orden de actuación para ajustar la posición del sujeto es el siguiente, figura 5.14:

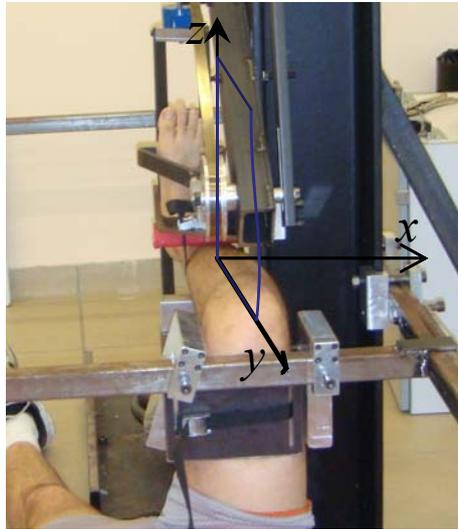
- Regulación de la altura del marco de la máquina (1): afecta a la articulación de la rodilla evitando los desplazamientos horizontales del segmento tibial. Es muy importante que se ajuste de manera que apoye en el vasto interno del sujeto. Juega un papel muy importante para la obtención de resultados en pequeñas cargas, puesto que si no se ajusta bien, se permiten pequeños desplazamientos horizontales de la tibia que alteran la respuesta del sistema obteniendo una gran dispersión de resultados a bajas cargas.
- Regulación de la profundidad de la rodilla (2): afecta a la colocación del pie y por tanto del estribo con respecto a las poleas. La posición del estribo se modificará en función de las características antropométricas del sujeto y una vez establecida no debe modificarse durante todo el protocolo.

- Regulación del tope anterior de la antepierna (3): Se ajusta de manera que la línea media de la antepierna quede horizontal. Es muy importante ajustar bien este tope porque a altas cargas (35-40 kg), si no está bien ajustado altera la posición neutra de la rodilla y produce dolor tanto en la parte anterior de la antepierna como en la parte media anterior de la pierna (cuadriceps). En este tope se utiliza algún tipo de espuma lo suficientemente rígida para evitar los desplazamientos verticales sin producir dolor.
- Regulación de los topes laterales de la rodilla (4): ayudan a inmovilizar la rodilla evitando los desplazamientos perpendiculares al eje del miembro inferior. A altas cargas su función es menos importante porque la fuerza que ejerce el estribo sobre el antepié fija perfectamente el miembro inferior a la máquina pero a bajas carga la función de los topes es muy relevante.
- Regulación de las correas auxiliares de fijación (5) y (6): su regulación es fundamental para la inmovilización y fijación del sujeto en la máquina debido a la presencia de partes blandas (tejido conjuntivo y musculatura) tanto en la pierna como en la antepierna. (5) inhibe los pequeños desplazamientos horizontales de la antepierna mientras que (6) inhibe el desplazamiento vertical de pie asegurando el giro del tobillo.

Una vez ajustada la posición del pie y del sujeto se ajusta la posición del estribo. Todos los ajustes se realizan enfocados para que el estribo se desplace horizontalmente. Para ello se requieren las siguientes actuaciones, figura 5.14:

- Regulación del travesaño (4): su posición se ajusta de manera que la polea más baja esté alineada (el último tramo del cable debe estar totalmente paralelo al suelo) con el estribo ya colocado a la altura de la cabeza del segundo metatarsiano, figura 5.15.
- Regulación de la longitud del marco de los pesos, figura 5.16: este ajuste se debe hacer para cada peso. Hay que tener en cuenta que en la geometría establecida estribo-polea, polea-polea, y por último polea-pesos, el único tramo regulable en longitud es éste. Su ajuste es necesario porque al aumentar los pesos, acortamos la distancia entre el estribo y las pesas. Esto puede dar lugar a que llegue el caso

en el que los pesos no queden suspendidos, por lo que regulamos la longitud del marco.



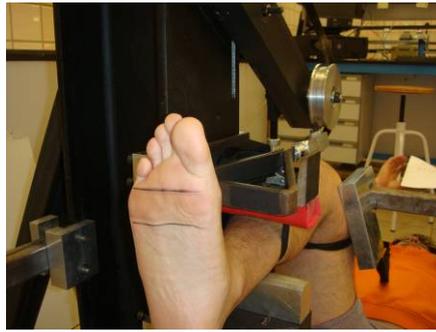
**Figura 5.15.** Plano en el que deben estar alineadas la antepierna y las poleas.



**Figura 5.16.** Regulación de la longitud del recorrido desde el estribo a las pesas.

A continuación el investigador procede a realizar el ensayo teniendo en cuenta una serie de aspectos:

- La colocación del estribo en el antepié debe ser siempre la misma. Una manera de establecer una referencia es colocar el estribo con muy poca carga y pintar con rotulador su localización. De esta manera siempre colocamos el estribo en el mismo lugar, figura 5.17.



**Figura 5. 17. Referencia para la colocación del estribo. Se establece dicha marcha una vez colocado el estribo a partir de la palpación de la cabeza del 2º metatarsiano.**

- La colocación del estribo y la suspensión del peso debe ser simultánea. El sujeto recibe el estribo con un ángulo ligeramente superior a  $90^\circ$ . De éste modo la contracción que realiza el sujeto para sostener el peso es una contracción isométrica. Existe otra manera de proceder y consiste en que el sujeto genere una contracción concéntrica partiendo de un ángulo inferior a  $90^\circ$  siendo el propio sujeto quien consiga elevar los pesos. Esta manera de proceder acarrea una serie de inconvenientes. Por un lado, se genera mucho más ruido justo antes de la perturbación y se debe a que, aunque el sujeto intente establecer una situación de equilibrio, el peso está oscilando debido a la inercia generada por la contracción concéntrica y a la deformación de los elementos elásticos en serie. Además, implica un riesgo de lesión importante para el sujeto cuando se manejan cargas altas tanto al empezar el ensayo como al terminar.

El tiempo transcurrido entre que el sujeto empieza a mantener el peso y el inicio de la perturbación deber ser siempre el mismo y el mínimo posible.

- La colocación del pie en el estribo durante el ensayo debe estar en el mismo plano de las poleas. En versiones anteriores de la máquina, el cable consistía en un cable trenzado de acero que conecta el estribo con las pesas. Este cable, al ser cilíndrico, se adapta perfectamente al chaflán de la polea y trabaja en el mismo plano de las mismas e incluso con pequeños ángulos generados por el pie. Actualmente, la utilización de un cable de relojero (cable plano), tiene la ventaja de que es menos distensible que el cable trenzado por tener mayor sección transversal pero sólo trabaja en el plano de las poleas. Esto conlleva un inconveniente serio puesto que la articulación del tobillo no funciona como una

bisagra y la influencia de la pisada del sujeto (pie cavo o varo) puede introducir pequeños ángulos (como se ha comentado en el procedimiento anterior).

- El impacto en el marco debe producirse en el mismo sentido de la carga, al igual que en el procedimiento anterior, perpendicular al suelo. Debe ser un impacto puntual en el tiempo. A priori, esto puede parecer trivial pero si no se hace de esta manera se producen pequeñas vibraciones en el cable que se trasladan a la señal recogida. Estas vibraciones suelen observarse en las últimas ondulaciones y pueden llegar a hacer desaparecer las últimas ondas, amortiguando la señal con mayor velocidad.

Para recoger la información del ensayo, el programa de *Labview* desarrollado para el otro procedimiento, es válido para este. Se genera un archivo de texto con dos columnas: tiempo ( $t$ ) y fuerza ( $f$ ).

El protocolo generado en este procedimiento es el mismo que el del otro procedimiento con idea de que los resultados generados por ambos puedan ser comparables. El orden en el que se aplican los pesos también es el mismo a pesar de que en este procedimiento debido a que el cambio de peso es más laborioso, podría interesar hacer un peso con ambos miembros inferiores y luego ir subiendo sucesivamente.

Este procedimiento por medidas de seguridad requiere siempre la participación de dos personas ya que el manejo de altas cargas mediante poleas y estribos, requiere una persona para levantar el peso y otra para colocar el estribo con seguridad.

Aspectos tenidos en cuenta en el otro procedimiento como la pisada del sujeto son igualmente relevantes en éste procedimiento, figura 5.18. Sujetos con antepié muy supinado pueden llegar incluso a no apoyar todo el antepié en el estribo. Otro factor muy importante es la influencia de rotaciones en segmentos corporales o de articulaciones. Los ejemplos más comunes son las tibias varas o rotaciones de rodilla o cadera, que dan lugar a situaciones no adecuadas como la mostrada en la figura 5.19.

Esto da lugar a pequeñas variaciones de ángulos con respecto al plano de las poleas, alterando la señal recogida. Es importante, por parte del investigador, hacer hincapié en estos aspectos, más concretamente para cargas bajas.

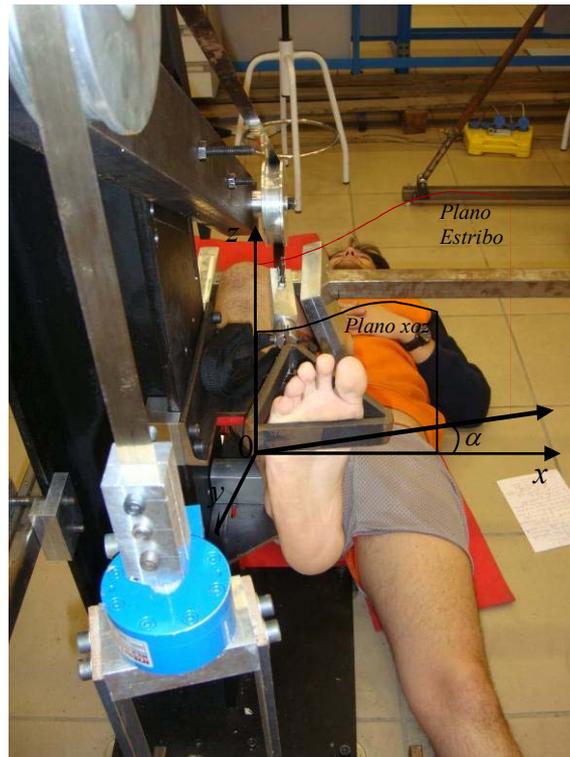


Figura 5. 18. Influencia de la pisada del sujeto en la posición del estribo con respecto al eje z.

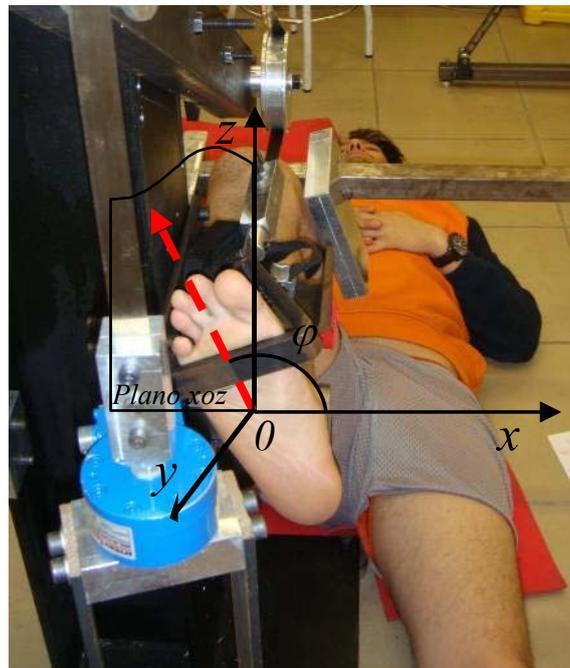


Figura 5. 19. Influencia de la pisada del sujeto en la posición del estribo con respecto al eje y.

## CAPÍTULO 6: TRATAMIENTO DE LOS DATOS

### 6.1 Toma y análisis de datos

Independientemente del sistema escogido para la sollicitación del conjunto Sóleo-tendón (basado en el desplazamiento vertical de la antepierna o en el giro de la articulación del tobillo) el dato de partida fundamental es un registro fuerza vs tiempo.

En la configuración basada en el desplazamiento vertical de la antepierna, la fuerza se mide con valores de compresión sobre una célula de carga situada en el 2º metatarso, mientras que en la configuración basada en la capacidad de giro de la articulación del tobillo, dicha fuerza se mide en tracciones en la célula de carga situada entre el peso y el 2º metatarso. Con independencia del signo de la fuerza medida en la célula de carga, dado que la acción sobre el sujeto en todas las configuraciones es idéntica, los valores de fuerza, ya sea en compresión (valores negativos) o en tracción (valores positivos), se van a tomar con el mismo signo.

La célula utilizada tiene una frecuencia de muestreo de 1KHz que ha mostrado ser más que suficiente para un adecuado registro del sistema en vibración como el analizado. La célula de carga tiene un rango de 1500 N, también adecuado al rango de cargas que vamos a encontrar durante los ensayos. Un registro típico de uno de los ensayos realizados (elegido de forma aleatoria) se muestra en la Figura 6.1.

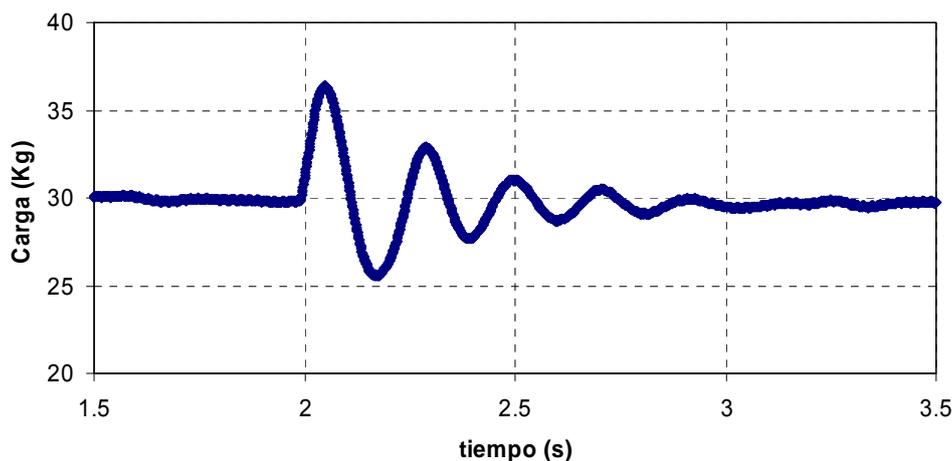


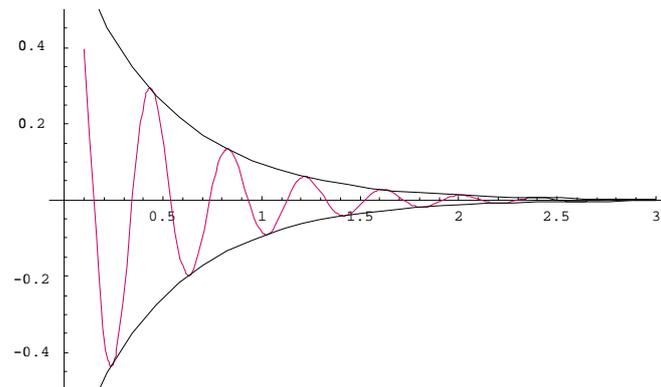
Figura 6. 1. Registro experimental de evolución fuerza-tiempo en el segundo metatarso.

En el registro mostrado en la figura 1 se observa cómo antes de excitar el sistema con el impacto existe una carga en el entorno de 30 kg, que oscila de 4 a 6 ciclos completos antes de quedar completamente amortiguada, recuperando la carga permanente que tenía antes del impacto.

El modelo que describe el comportamiento durante la oscilación es el correspondiente a un sistema de un grado de libertad amortiguado según la expresión:

$$F_m = F + Mg = e^{-\gamma t} (A_F \text{sen} \omega_D t + B_F \text{cos} \omega_D t) + Mg \quad (6.1)$$

en la que  $\gamma$  es el coeficiente de amortiguamiento,  $\omega_D$  es la frecuencia angular de oscilación,  $M$  es el peso del sistema que sufre la oscilación y  $A_F$  y  $B_F$  los coeficientes respectivos de seno y coseno, ambos con dimensiones de fuerza. En la figura 6.2 se aprecia junto con la señal oscilatoria amortiguándose, la envolvente de los máximos que está relacionada con el factor de decaimiento  $e^{-\gamma t}$ .



**Figura 6. 2. Representación gráfica del comportamiento de un sistema de un grado de libertad amortiguado dado por la ecuación (6.1)**

Algunas propuestas incluyen un término lineal ( $c \cdot t$ ) que permite ajustar variaciones suaves de la carga media. Dicho término no se ha considerado, aunque debe comprobarse en cada registro generado que la carga tras el amortiguamiento coincide, aproximadamente, con la que existe antes del impacto, lo cual muestra que el sujeto no ha variado su posición lo suficiente como para transmitir más (o menos) carga a la célula.

En este apartado se va a detallar el tratamiento dado a los registros temporales de fuerza obtenidos en cada ensayo para obtener los valores de los 5 parámetros que

definen el movimiento oscilatorio expresado en la figura 6.1. Básicamente, el procedimiento utilizado consiste en un ajuste por mínimos cuadrados entre el registro obtenido de forma experimental y la ecuación analítica (6.1). Para ello, se selecciona un rango del registro temporal obtenido experimentalmente, como el mostrado en la figura 6.1 y se crea una función de error que se debe minimizar con las 5 variables ( $A_F$ ,  $B_F$ ,  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) del sistema. Dicha función de error, se genera de la siguiente manera:

- Elección de un rango temporal del registro en el cual se va a realizar el ajuste. Esta selección debe hacerse en la parte del registro temporal donde no se observen comportamientos anómalos, evitando, por tanto los puntos muy cercanos al instante del impacto y evitando los puntos en los que la oscilación quede muy amortiguada.
- Para cada punto registrado experimentalmente, del cual disponemos del par  $[t, F(t)]$  se evalúa el valor de  $F(t)$  en la expresión (6.1) particularizando el valor de  $t$  registrado. Dicho valor queda, por supuesto, en función de las 5 incógnitas ( $A_F$ ,  $B_F$ ,  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ). En lo que sigue denominaremos el valor de  $F(t)$  medido experimentalmente como  $F_{exp}$  y al evaluado analíticamente según (6.1) particularizando  $t=t_{exp}$ , simplemente como  $F$ .
- Se evalúa la diferencia entre el valor experimental y el analítico para cada punto y se eleva al cuadrado para evitar compensaciones de signo. De esta manera disponemos en cada uno de los puntos del registro experimental, del error cuadrático.
- Se suman los errores para todos los  $n$  puntos del rango seleccionado, generando una función de suma de errores cuadráticos. Dicha función depende de las 5 variables del sistema ( $A_F$ ,  $B_F$ ,  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ).

$$error = \sum_{i=1}^n [F_{exp}(t_{exp}) - F(\gamma, \omega_D, A_F, B_F, M)]^2 \quad (6.2)$$

- Una solución aproximada para el quinteto de valores ( $A_F$ ,  $B_F$ ,  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) se obtiene minimizando la función de error en (6.2).

La minimización de la función de error (6.2) debe realizarse asegurando en la medida de lo posible la localización del mínimo absoluto y no la de mínimos locales. Para ello es fundamental conocer el rango, o en su caso una estimación del valor, esperado de cada una de las variables involucradas en el ajuste para acotar la zona de búsqueda del mínimo de la función. Eso es posible, por su claro significado físico en tres de las variables del problema:

- El coeficiente de amortiguamiento  $\gamma$  se puede estimar del registro experimental, sabiendo que  $[A_F \text{sen}(\omega_D t) + B_F \text{cos}(\omega_D t)]$  en (6.1) es periódico y que la disminución asociada a un ciclo completo (realizado en  $\Delta t=T$ ) está relacionada con el término  $e^{-\gamma T}$ . Por tanto el valor de  $\gamma$  puede estimarse con facilidad mediante la variación de  $F(t)$  en dos máximos consecutivos  $\{F(t)$  y  $F(t+T)\}$ , siendo  $T$  el periodo de las oscilaciones mediante la expresión:

$$\gamma \approx \frac{\ln\left(\frac{F(t)}{F(t+T)}\right)}{T} \quad (6.3)$$

Una estimación más robusta del valor de  $\gamma$  se puede obtener evaluando (6.3) entre cada dos máximos consecutivos de los ciclos completos del registro, y realizando un promedio de los valores obtenidos. Para el ejemplo mostrado en la figura 6.1, aplicando (6.3) entre el primer y segundo ciclo y el segundo y el tercer ciclo se obtienen respectivamente  $\gamma \approx 2.91 \text{ s}^{-1}$  y  $\gamma \approx 2.81 \text{ s}^{-1}$ , que al promediar da una estimación de  $\gamma \approx 2.86 \text{ s}^{-1}$ .

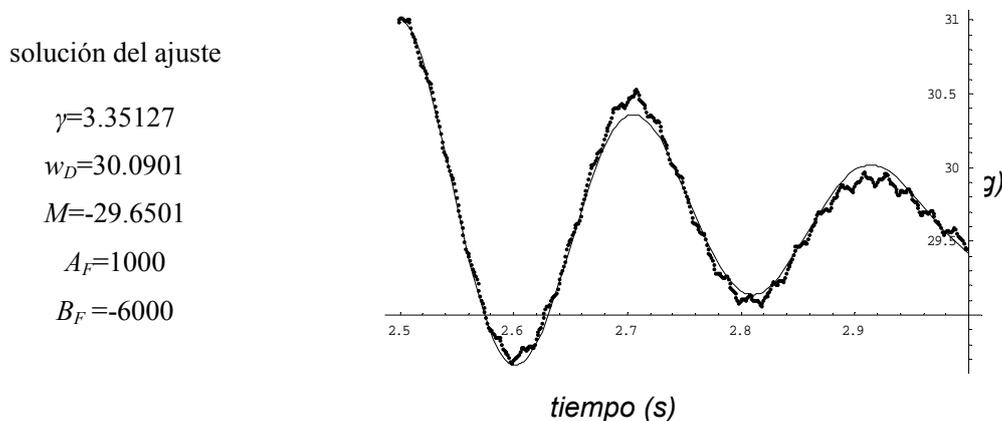
- La frecuencia angular de oscilación también es un parámetro que puede ser fácilmente estimado evaluando, en el registro experimental, el tiempo entre los máximos  $\Delta t=T$  y convirtiéndolo convenientemente en valores de frecuencia angular mediante la expresión:  $\omega_D = 2\pi/T$ , con una estimación para el registro de la figura 1 de  $\omega_D \approx 28.05 \text{ s}^{-1}$  entre el primer y segundo ciclo y de  $\omega_D \approx 30.64 \text{ s}^{-1}$  entre el segundo y tercer ciclo, con un promedio de  $\omega_D \approx 29.35 \text{ s}^{-1}$ .
- La masa que oscila es el parámetro que más fácilmente se estima del registro experimental, sin más que tomar el valor medio de la carga antes del impacto, que debe ser igual al que se tiene cuando la oscilación queda amortiguada. La

estimación del peso que oscila en la vibración, para el ejemplo de la figura 6.1 es de  $M=30$  kg.

Los valores de los coeficientes  $A_F$  y  $B_F$  que acompañan a las funciones trigonométricas, si bien están relacionados con la amplitud de la señal, carecen por separado de un significado físico tan claro como los parámetros anteriores y se dejan, por tanto, como parámetros libres en el procedimiento de ajuste por mínimos cuadrados.

La implementación del procedimiento de ajuste se ha programado en *Mathematica*, poniendo como valores iniciales de búsqueda ( $\gamma=2.86$ ,  $\omega_D=29.35$  y  $M=30$ ) tal y como se ha justificado anteriormente.

A la vista del rango temporal del registro de la figura 6.3, procederemos a evaluar los parámetros ( $A_F$ ,  $B_F$ ,  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) forzando el ajuste, por ejemplo, entre  $t=2.5$ s y  $t=3$ s mediante la minimización del error según (6.2), lo cual resulta en la solución mostrada en la figura 6.3, en la que se muestran conjuntamente el registro experimental y la solución analítica (6.2) particularizada para los valores del ajuste, en el rango de ajuste (2.5, 3).

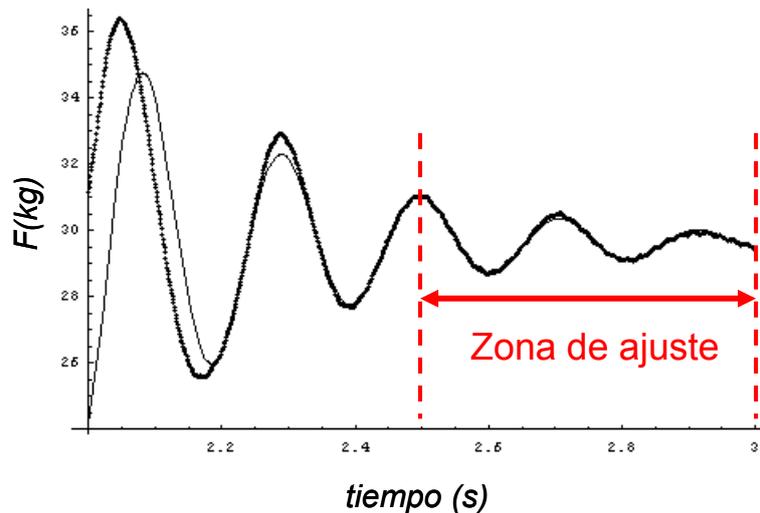


**Figura 6. 3. Ajuste entre 2.5 y 3 segundos.**

El ajuste alcanzado, a la vista de los resultados obtenidos, es muy satisfactorio en el rango específico elegido para el ajuste ( $2.5 < t < 3.0$ ), figura 6.3. Merece la pena destacar, gracias a la escala mostrada en la figura 6.3, la presencia de una frecuencia de vibración secundaria en el registro experimental (con valores de la frecuencia bastante más elevados que los observados en la respuesta primaria, sobre unos 40~50 Hz) que

están asociados a la rigidez de la estructura soporte, lo que se ha verificado experimentalmente golpeando la estructura y registrando la frecuencia de oscilación libre, la cual coincide de manera bastante aproximada con la observada en la figura 6.3. Este hecho debe ser comprobado en las estructuras que se diseñen para realizar el ensayo, para evitar, en la medida de lo posible, interferencias en la medida (acoplamientos, resonancias).

Dado que los puntos fuera de este rango, no se han utilizado para el procedimiento, el ajuste de la curva experimental, con la solución analítica fuera del mismo ( $2 < t < 2.5$ ) no es tan satisfactorio como obviamente lo es en el rango de ajuste, como se muestra en la figura 6.4, con todo el rango de ensayo. En todo caso se observa que existen zonas fuera del intervalo de ajuste donde el acuerdo entre la curva de ajuste y los datos experimentales es satisfactorio.



**Figura 6. 4.** Comparación de todo el rango ( $2 < t < 3$ ) con ajuste entre 2.5 y 3.

Es deseable que el rango donde el ajuste es bueno sea lo mayor posible, lo que llevaría, de manera lógica a incluir todo el registro “válido” del experimento en el procedimiento de ajuste. Esto, en ocasiones, no es un criterio que quede definido con la suficiente claridad, sobre todo cuando el registro experimental muestra un número de oscilaciones pequeño o presenta localmente un comportamiento totalmente errático. Este aspecto se discutirá con más detalle en apartados posteriores al particularizar el procedimiento con datos experimentales concretos.

El procedimiento mostrado hasta ahora no es el procedimiento seguido con carácter general y se ha introducido para motivar e iniciar la discusión de qué rango es el más adecuado para realizar el ajuste. En este sentido, para tratar de definir un rango común, válido, para todos los ensayos, tengan o no un registro experimental de similares características, sería de gran utilidad conocer cómo varía la solución de los parámetros de interés ( $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) cuando variamos el rango de ajuste de acuerdo a alguno de los siguientes criterios:

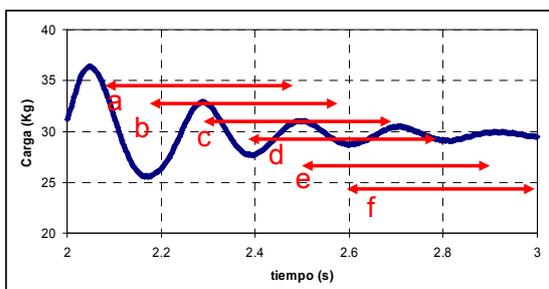
Criterio 1) Tomar un rango de tiempo de tamaño fijo elegido en distintas ubicaciones a lo largo del registro experimental.

Criterio 2) Con un tiempo de inicio fijo, variar el tamaño del rango de ajuste.

Criterio 3) Como cuestión complementaria a los dos criterios anteriores, se puede variar el número de puntos para un rango de ajuste concreto, tomando todos los puntos del registro o sólo algunos de dichos puntos.

Criterio 1

A este respecto, se muestra en la figura 6.5 la variación de los tres parámetros de interés ( $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) al tomar un rango de 400 puntos experimentales ( $\Delta t=0.4$  s) para el ajuste con inicios en a=2.1, b=2.2, c=2.3, d=2.4, e=2.5 y f=2.6 segundos. De los resultados mostrados en la tabla de la figura 6.5, se observa que la variación de los parámetros es muy poco significativa con la variación de la posición del rango de ajuste, lo cual indica que el registro experimental es de buena calidad, dado que tanto cerca del punto de impacto, como cerca de la zona donde la señal se encuentra muy amortiguada, los valores experimentales dan un conjunto de parámetros muy similares.



	$\gamma$	w	m
a	3.37	30.22	29.36
b	3.34	30.08	29.71
c	3.34	30.08	29.69
d	3.36	30.09	29.67
e	3.35	30.09	29.66
f	3.34	30.10	29.64

Figura 6. 5. Influencia de la posición del rango de ajuste.

Criterio 2

Tomando un mismo inicio para todos los rangos de ajuste, se trata de analizar, en este caso, el tamaño del rango de ajuste, entre un primer rango de 0.4s hasta un rango más completo de 0.9s, tomando 6 tamaños distintos cada 0.1s. En este caso, el cambio de tamaño (a mayor) supone un mayor número de puntos en el procedimiento de ajuste. Si bien los tiempos de cálculo no son limitantes con la herramienta implementada, no hay que perder de vista que un rango de ajuste con doble de puntos, supone un tiempo de cálculo proporcionalmente mayor aunque no es un valor significativo para los tiempos de cálculo que se requieren. De los resultados mostrados en la tabla de la figura 6.6, también se observa una influencia poco significativa con el tamaño del rango de ajuste. En cualquier caso, se deben evitar elegir rangos muy estrechos del registro experimental, dado que un mayor número de puntos tiene a su vez un efecto de promediado, que compensa desviaciones locales del registro experimental.

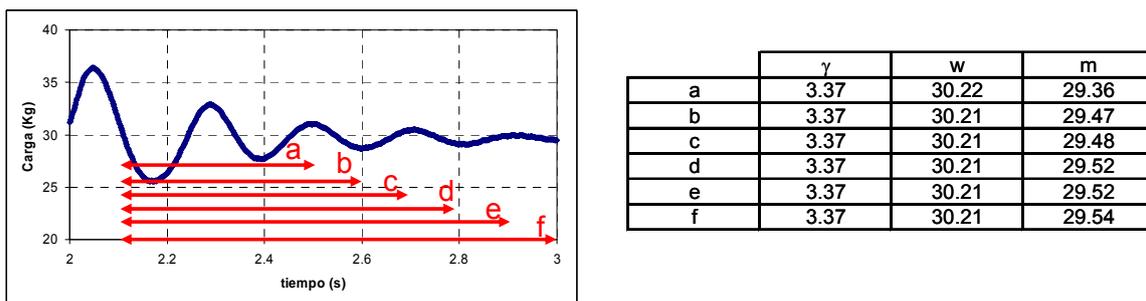
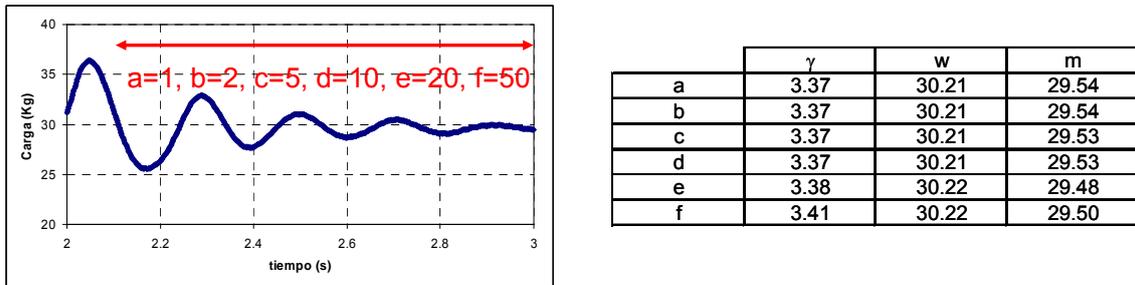


Figura 6. 6. Influencia del tamaño del rango de ajuste.

Criterio 3

Un último análisis de cierto interés desde un punto de vista de tiempo de computación y/o para analizar distintas capacidades de frecuencia de muestreo de distintas células de carga, es el análisis de la variación de los resultados con la densidad del rango de ajuste, entendiendo por densidad, el número de puntos utilizados respecto de los disponibles. En este sentido, se muestra en la figura 6.7, la variación de los resultados, en un rango “completo” desde 2.1s hasta 3s tomando 6 densidades diferentes: a=1 (todos los puntos=900 puntos), b=2 (se toma un punto de cada dos de la muestra), c=5 (uno de cada 5), d=10 (uno de cada 10), e=20 (un punto de cada 20) y f=50 (uno de cada 50, con sólo 19 puntos de los 900 disponibles). Llegado el caso de disponer, por las razones que fuere, de una nube de puntos muy numerosa y un rango

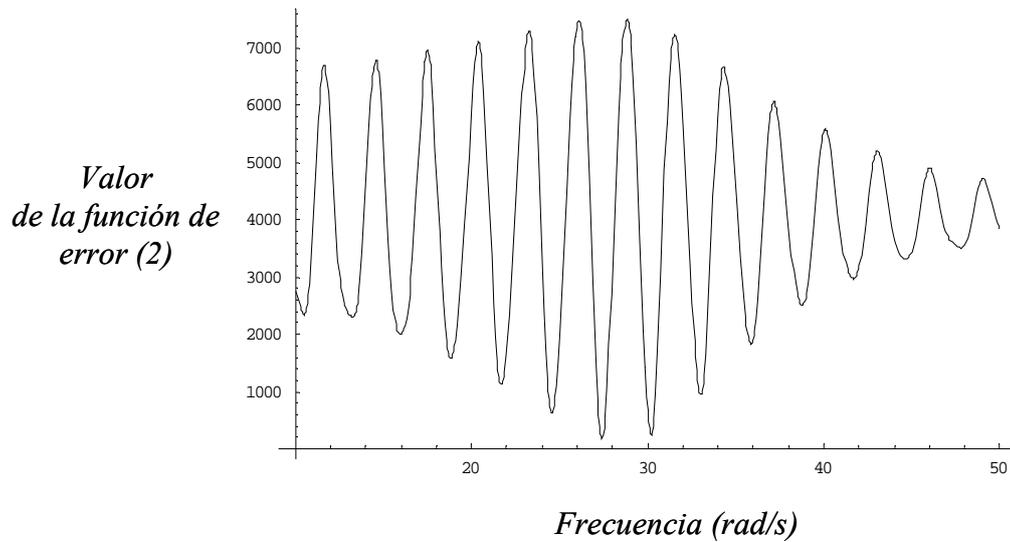
completo muy amplio, este estudio pone de manifiesto que existe una variación muy poco significativa con la densidad del rango de ajuste. Esto lleva a elegir, si existieran problemas de tiempo de computación, ajustes con densidades muy bajas. Otra conclusión del presente estudio es que la elección de muchos puntos no provoca efectos adversos (rizados, etc.).



**Figura 6. 7. Influencia de la “densidad” del rango de ajuste.**

El análisis realizado pone de manifiesto, básicamente, que el modelo que recoge el comportamiento del sistema en oscilación libre funciona satisfactoriamente, mostrando los registros experimentales un acuerdo excelente con los modelos analíticos. En cualquier caso, si algún registro experimental mostrase una dependencia significativa del valor de los parámetros involucrados en el ajuste con la posición y/o tamaño de la ventana de ajuste, se debe elegir la ventana con el mayor tamaño posible. El efecto de promediado que confiere elegir todo el rango temporal obtenido experimentalmente, disminuye las mayores desviaciones que se pudieran obtener para ajustes en un extremo u otro del registro temporal.

Recordemos, a pesar de la aparente robustez del procedimiento de ajuste, que se muestra bastante independiente respecto de las variaciones en la posición, tamaño y densidad del rango de ajuste, que dicha robustez está basada en una adecuada elección de los valores iniciales de los parámetros de interés ( $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ). Este hecho se pone de manifiesto con claridad si tomando como valores de referencia para el rango completo ( $2.1s < t < 3s$ ) y todos los puntos, que dan una solución (ver tabla de la figura 6.7):  $\gamma=3.37$ ,  $\omega_D=30.21$  y  $M=29.54$ , dejamos nuevamente libre el valor de la frecuencia ( $\omega_D$ ) y representamos el valor de la función de error (6.2) en función de  $\omega_D$ , figura 6.8.

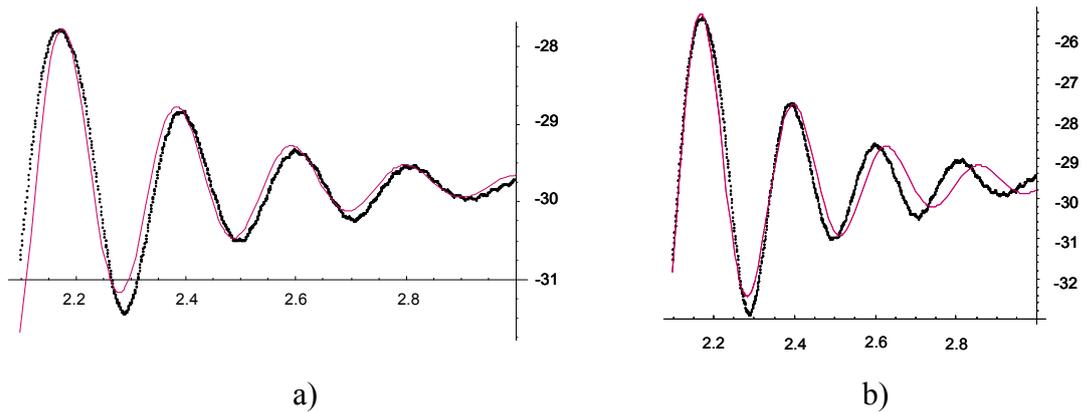


**Figura 6. 8. Evaluación del error en función de la frecuencia.**

La figura 6.8, en la que recordemos que se muestra el error según (6.2) con todos los parámetros constantes (los obtenidos del ajuste entre 2.1s y 3s utilizando todos los puntos) excepto la frecuencia angular ( $\omega_D$ ), pone de manifiesto con claridad la presencia de múltiples mínimos locales al variar los valores de  $\omega_D$ . Así, el procedimiento de ajuste podría no discriminar con claridad si el valor inicial suministrado para la variable concreta no resulta estar cerca del valor que proporciona el mínimo absoluto de la función de error. Se puede observar que el error mínimo es muy similar para valores de  $\omega_D \approx 27.40 \text{ s}^{-1}$  y  $\omega_D \approx 30.21 \text{ s}^{-1}$ , figura 6.9.

Aunque matemáticamente se pudiera haber obtenido la solución  $\omega_D \approx 27.40 \text{ s}^{-1}$  con un error idéntico al de la solución de referencia  $\omega_D \approx 30.21 \text{ s}^{-1}$ , no perdamos de vista el importante significado físico del parámetro y cómo su estimación inicial del registro experimental ha servido para obtener una solución con el mismo error numérico y significado físico (frecuencia similar a la del registro experimental).

En la Figura 6.9 se muestran los dos ajustes (para el mismo registro experimental) para  $\omega_D = 30.21 \text{ s}^{-1}$  y  $\omega_D = 27.40 \text{ s}^{-1}$ . Se observa con claridad la diferencia de frecuencias entre el registro experimental y el analítico en el segundo caso. Aunque matemáticamente ambos lleven a una evaluación del error muy parecida, no se debe perder de vista la representatividad física de los parámetros de interés.



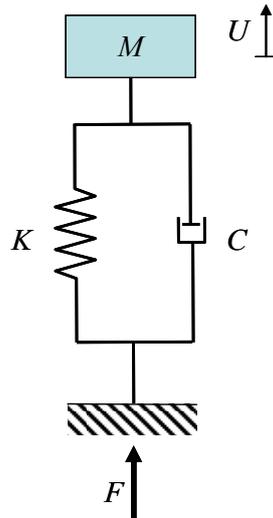
**Figura 6. 9. Ajuste para las frecuencias a)  $\omega_D=30.21 \text{ s}^{-1}$  y b)  $\omega_D=27.40 \text{ s}^{-1}$ .**

Este hecho, que se pone de manifiesto al analizar la variación con la frecuencia angular, se complica significativamente cuando en el proceso de minimización intervienen 5 parámetros, cada uno de los cuales puede presentar un comportamiento similar, con múltiples mínimos locales. Sin embargo, es la frecuencia angular  $\omega_D$  el parámetro cuyo ajuste preciso tiene mayores repercusiones en los cálculos posteriores, dado que, como se verá en el Apartado 6.2, la rigidez ( $K$ ) del sistema global músculo-tendón depende del valor de dicha frecuencia al cuadrado.

Si bien las herramientas numéricas actuales disponen de sofisticados algoritmos de búsqueda de mínimos en funciones de varias variables, se debe “ayudar” al algoritmo a encontrar aquel con un mayor significado físico del problema, de hecho el programa encuentra el valor “correcto” de la frecuencia siempre y cuando el valor inicial suministrado sea parecido (con una diferencia no superior a un 7% u 8% del valor estimado).

## 6.2 Evaluación de las propiedades de rigidez del sistema completo

Una vez que para cada registro se han evaluado los parámetros ( $A_F$ ,  $B_F$ ,  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) se puede evaluar la rigidez y el peso involucrados en el movimiento oscilatorio. El sistema equivalente en vibración se muestra esquemáticamente en la Figura 6.10, en la que  $K$  es la rigidez aparente,  $C$  el coeficiente de amortiguamiento aparente y  $M$  la masa aparente del sistema. Las explicaciones que siguen se refieren al grado de libertad en desplazamiento, tratado en el apartado 4.2.1.



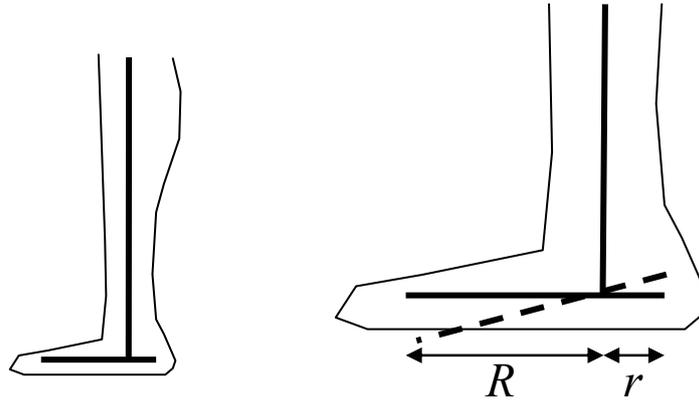
**Figura 6. 10. Sistema aparente, en vibración libre.**

El sistema representado en la figura 6.10, viene controlado por la ecuación (4.4) cuya solución viene representada por la ecuación (4.7).

La rigidez aparente  $K$  del sistema se puede calcular mediante (4.12) expresión en la cual, para que los valores de rigidez aparente tengan unidades de  $(kN/m)$ , la frecuencia angular  $\omega_D$  se debe expresar en  $(rad/s)$ , el coeficiente de amortiguamiento  $\gamma$  en  $(1/s)$ , la masa  $M$  en  $(kg)$  y el resultado multiplicarlo por 0.001 para pasarlo de  $(N/m)$  a  $(kN/m)$ .

Los valores del peso aparente del sistema se van a expresar en Newtons ( $N$ ) para lo cual basta con tomar el valor de  $m$  obtenido del ajuste de los parámetros del sistema, que en nuestro caso está expresado en  $(kg)$  y multiplicarlo por 9.81 para pasarlo a  $(N)$ .

De esta manera, se dispone para cada ensayo, de una pareja de valores  $\{F (N), K (kN/m)\}$  para el sistema aparente completo. Una vez determinada esta pareja de valores, se deben obtener los valores correspondientes de fuerza y rigidez que actúan en el sistema Sóleo-tendón y que denominaremos respectivamente  $(f)$  y  $(k)$ . Para ello nos basamos en la figura 6.11 en la que se muestran las palancas con las que la fuerza medida (en el 2º metatarso) se multiplica al pasar al tendón.



**Figura 6. 11. Definición de las distancias  $R$  y  $r$ .**

En la figura 6.11  $R$  representa la distancia entre el punto de apoyo del 2º metatarso y el centro de giro del tobillo, mientras que  $r$  representa la distancia entre dicho centro de giro y la prolongación del tendón de Aquiles. Los valores de  $f$  y  $k$  los determinamos utilizando las expresiones:

$$k = \frac{R^2}{r^2} K \quad f = \frac{R}{r} F \quad (6.4)$$

Una vez realizada para cada ensayo esta transformación, disponemos de una serie de coordenadas ( $f$ ,  $k$ ) expresadas respectivamente en ( $N$ ,  $kN/m$ ) que representan respectivamente la fuerza y rigidez del sistema Sóleo-tendón. En el siguiente apartado se expondrán distintos procedimientos para evaluar qué parte de la rigidez  $k$  corresponde al Sóleo y cuál al tendón. Cabe destacar la importancia de la correcta determinación del cociente de los brazos de palanca  $R/r$  por su importancia en la determinación de  $f$  y sobre todo en la determinación de la rigidez  $k$ .

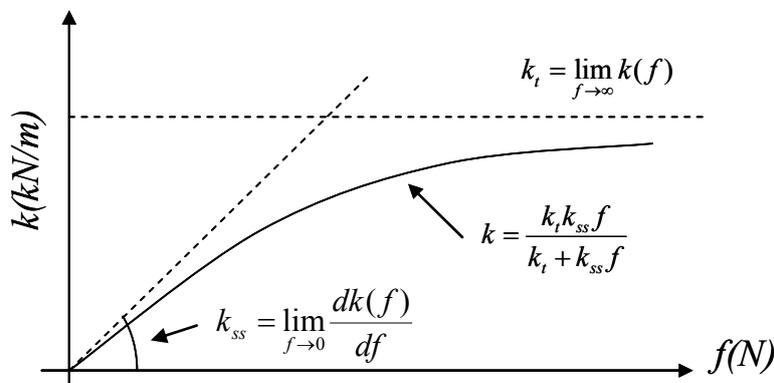
### 6.3 Evaluación de las propiedades del Sóleo y AT por separado

Como ya se ha explicado en el Capítulo 4, la relación entre la rigidez aparente del MTC  $k$  y las respectivas de Sóleo y tendón se establece a través de la relación (4.37), que repetimos aquí por facilidad de lectura.

$$k = \frac{k_t k_{ss} f}{k_t + k_{ss} f} \quad (6.5)$$

Una vez que dispongamos de un número de ensayos significativos con sus correspondientes parejas  $(f, k)$  las incógnitas en (6.5) son los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  que quedan por determinar.

Si bien el significado físico de  $k_t$  y  $k_{ss}$  está bastante claro, es de ayuda visualizar la representación gráfica de (6.5) en la cual dichas variables tienen un significado matemático también claro. En la figura 6.12 se representa la ecuación (6.5) en la que se observa la dependencia funcional de la rigidez aparente del sistema  $k$  con la fuerza  $f$  aplicada, observándose el comportamiento no lineal de dicha dependencia y una saturación de la rigidez  $k$  para valores elevados de la fuerza  $f$ .



**Figura 6. 12. Representación de (6.5) e interpretación de  $k_t$  y  $k_{ss}$ .**

La rigidez unitaria asociada al Sóleo ( $k_{ss}$ ) representa la pendiente de la curva en el origen,  $k_{ss} = \lim_{f \rightarrow 0} \frac{dk(f)}{df}$ , mientras que la rigidez del tendón ( $k_t$ ) representa la asíntota de la curva para cargas elevadas  $k_t = \lim_{f \rightarrow \infty} k(f)$ , figura 6.12. Este hecho pone de manifiesto que, para cargas pequeñas, la variación de la rigidez aparente está asociada a la variación de la rigidez en el Sóleo mientras que ante cargas grandes el aumento de la rigidez del Sóleo es tan grande que la rigidez aparente del sistema está limitada por la rigidez del AT que permanece constante en el modelo. En el modelo de la figura 4.7 en la que las rigideces de Sóleo y AT se encuentran en serie, si una de dichas rigideces es mucho menor que la otra, dicha rigidez menor es la que controla la rigidez global del sistema. Ante cargas pequeñas, la rigidez del tendón ( $k_t$ ) es muy superior a la que presenta el Sóleo  $k_{ss} \cdot f$  (con  $f$  pequeña) y la rigidez del sistema la controla la rigidez del

Sóleo. Ante cargas elevadas, la rigidez del Sóleo  $k_{ss} \cdot f$  (con  $f$  grande) toma valores muy superiores a la rigidez, constante, del tendón ( $k_t$ ) siendo ésta la que controlaría la rigidez global del sistema. Cabría preguntarse qué límites de rigidez puede el Sóleo desarrollar, a efectos de analizar si es o no esperable encontrar valores experimentales cerca de la asíntota horizontal en ciertos sujetos, caso en el cual el tendón controla la rigidez del sistema.

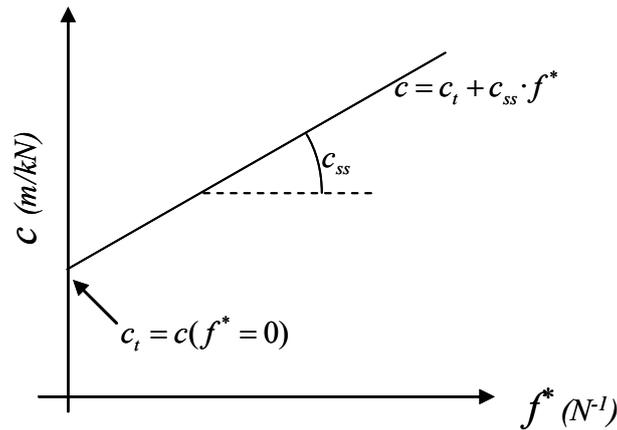
La representación gráfica además ayuda a entender con claridad que para una adecuada determinación de los parámetros  $k_{ss}$  y  $k_t$  deberíamos disponer (mediante el correspondiente ensayo) de parejas de resultados ( $f, k$ ) para cargas bajas, dominadas por las variaciones de rigidez del Sóleo, y para cargas altas, en las que la rigidez del sistema está controlada por la rigidez del tendón.

El procedimiento de determinación de  $k_{ss}$  y  $k_t$  admite dos alternativas: utilizar la relación entre la rigidez aparente del sistema completo  $k$  y las rigideces  $k_{ss}$  y  $k_t$  dada en la relación (6.5) y representada en la figura 6.12, o bien hacer un tratamiento en flexibilidades (la inversa de la rigidez).

Dicha alternativa tiene una ventaja conceptual y operativa clara, que trataremos de explicar brevemente, ambas alternativas se desarrollan con detalle en las secciones 6.3.1 y 6.3.2 respectivamente. Denominando a las correspondientes flexibilidades  $c_t=1/k_t$ ,  $c_{ss}=1/k_{ss}$ ,  $c=1/k$  e invirtiendo la relación (6.5) obtenemos:

$$\frac{1}{k} = \frac{k_t + k_{ss}f}{k_t k_{ss} f} = \frac{1}{k_{ss}} \frac{1}{f} + \frac{1}{k_t} \quad \Rightarrow \quad c = c_{ss} f^* + c_t \quad \left( \text{siendo } f^* = \frac{1}{f} \right) \quad (6.6)$$

La representación de la ecuación (6.6), figura 6.13, es una recta, cuya pendiente representa la flexibilidad (unitaria) del Sóleo ( $c_{ss}$ ) y el corte en el origen ( $f^*=0$ ) representa la flexibilidad del tendón ( $c_t$ ).



**Figura 6. 13. Representación de (6.6) e interpretación de  $c_t$  y  $c_{ss}$ .**

La importante diferencia entre ambas alternativas (en rigidez o en flexibilidad) radica en que, dado que finalmente el ajuste de los parámetros de Sóleo y AT, bien sea en rigideces o en flexibilidades, se va a ejecutar mediante un procedimiento de ajuste de regresión, existen alternativas más potentes para la regresión lineal (la que tenemos en la alternativa de las flexibilidades) que para la no lineal (la que tenemos en la alternativa de rigideces). No perdamos de vista que ambas alternativas son completamente idénticas, y la única diferencia se enmarca en el uso de herramientas de ajuste asociados a uno u otro caso. A continuación, analizaremos el procedimiento y los resultados obtenidos con uno u otro procedimiento.

### 6.3.1 Enfoque basado en rigideces

El punto de partida para el ajuste de las rigideces es una nube de puntos  $(f, k)$  para una serie de ensayos, que como hemos justificado antes, debería cubrir, en la medida de lo posible, los rangos bajos y altos del eje de cargas  $(f)$ .

La determinación de las incógnitas  $(k_{ss}$  y  $k_t)$  en (6.5) se realiza mediante un ajuste por mínimos cuadrados similar al utilizado en el ajuste de los parámetros  $(A_F, B_F, \omega_D, \gamma$  y  $M)$  de manera que minimizamos una función de error, similar a (6.2), pero evaluando la diferencia cuadrática del error entre la rigidez medida experimentalmente  $(k_{exp})$  y la predicha por (6.5) para el valor experimental de la carga  $(f_{exp})$ :

$$error = \sum_{i=1}^n [k_{exp}(f_{exp}) - k(k_t, k_{ss})]^2 \quad (6.7)$$

La evaluación del error en (6.7) se realizaría para todos los pares  $(f_{exp}, k_{exp})$  disponibles de los experimentos, y la minimización de dicho error daría una solución aproximada de las incógnitas  $(k_{ss}$  y  $k_t$ ). Para las aplicaciones y ejemplos numéricos de esta sección tomaremos los siguientes datos experimentales, sin más pretensión de la simple explicación de las distintas alternativas de ajuste. La tabla 6.1 muestra 33 parejas de valores  $(f, k)$  (y el valor de la masa utilizada) que barren desde 400 hasta 1300  $N$  de carga aplicada al sistema equivalente. Este rango cubre valores bajos y altos de la carga  $f$ , que deben ayudar en el proceso de ajuste para estimar la pendiente en el origen, asociada al valor de  $k_{ss}$ , y la asíntota en cargas elevadas, asociada a la rigidez del tendón  $k_t$ . Los valores de  $f, k$  y  $M$  en la Tabla 6.1 se expresan respectivamente en  $N, kN/m$  y  $kg$ .

**Tabla 6. 1. Ejemplo de datos experimentales  $(f, k)$  del sistema aparente.**

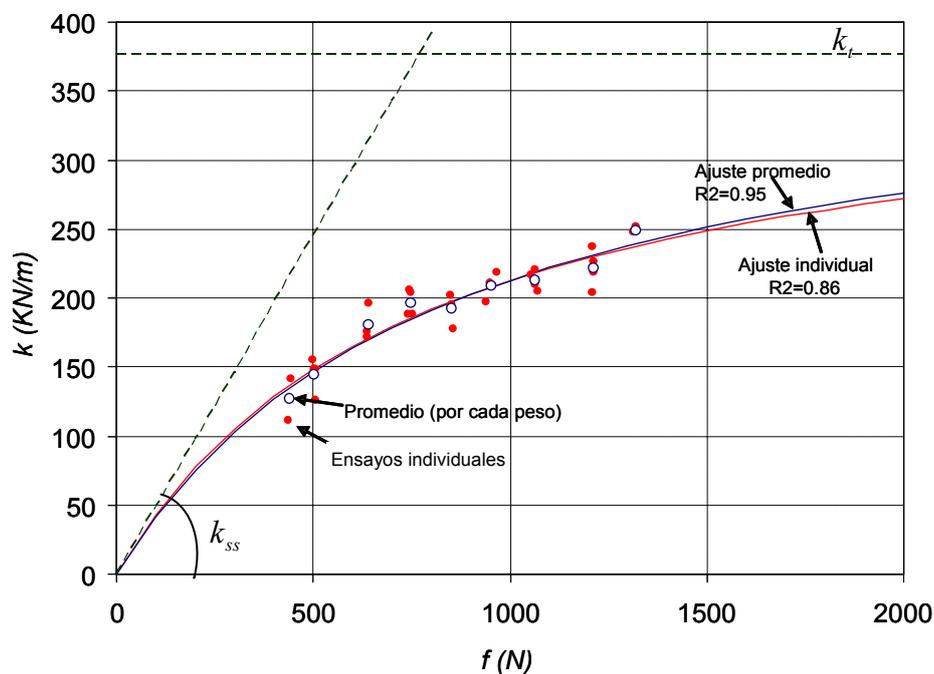
$f$	$k$	$M$	$f$	$k$	$M$	$f$	$k$	$M$
438.283	111.601	3	743.257	188.133	15	1063.99	220.05	30
442.067	141.105	3	745.767	206.14	15	1064.97	209.539	30
504.868	148.384	5	748.536	203.454	15	1054.45	216.375	30
502.694	147.936	5	849.429	193.141	20	1070.34	204.849	30
506.307	125.429	5	855.161	177.188	20	1210.85	203.584	35
500.163	154.79	5	852.99	195.085	20	1212.17	218.368	35
640.874	179.787	10	848.855	201.541	20	1214.16	226.406	35
641.87	195.869	10	965.603	218.838	25	1209.82	237.161	35
637.199	172.084	10	958.124	208.929	25	1314.83	247.453	40
639.068	175.483	10	950.517	211.187	25	1325.13	248.985	40
750.803	187.828	15	940.687	197.373	25	1322.24	251.336	40

El ajuste por mínimos cuadrados, se ha realizado mediante programación en el programa *Mathematica*. Como ejemplo, la figura 6.14 muestra el ajuste por mínimos cuadrados de los datos experimentales de la Tabla 6.1, mostrando adicionalmente la pendiente en el origen  $(k_{ss})$  y la asíntota  $(k_t)$ . La solución que se obtiene es  $k_t=376.4$   $kN/m$  y  $k_{ss}=489.2$   $(kN/m)/kN$ , con un índice de regresión de  $R^2=0.86$ .

Los valores de  $R^2$  encontrados típicamente en otros ensayos cubren el rango  $0.8 < R^2 < 0.95$ . Los valores de  $R^2$  aumentan significativamente si en vez de ajustar todos los registros, se calculan previamente los valores promedios asociados a cada nivel de carga y posteriormente se realiza el proceso de ajuste utilizando dichos valores promedios. En la misma figura 6.14 se muestra el ajuste a los valores promedios. En dicho ajuste los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  varían poco (pasando  $k_t$  de 376 a 391 y  $k_{ss}$  de 489 a 467, ambas variaciones por debajo del 5%) mientras que el índice de regresión  $R^2$  mejora del orden

de un 10%, pasando de  $R^2=0.86$  a  $R^2=0.95$  al pasar del ajuste utilizando los registros individuales o los valores promedios por carga.

En cualquier caso, los índices de regresión son, en el ajuste de la rigidez de Sóleo y tendón, inferiores a los obtenidos durante el ajuste de los parámetros ( $A_F$ ,  $B_F$ ,  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) en el apartado 6.1. Esto puede tener diversas causas, entre las que se encuentran la acumulación de errores al tomar datos de ajustes anteriores que ya tienen incertidumbre y una peor representatividad del modelo con el sistema Sóleo-tendón, entre otras.



**Figura 6. 14. Ajuste de los valores de  $k_{ss}$  y  $k_t$  por mínimos cuadrados.**

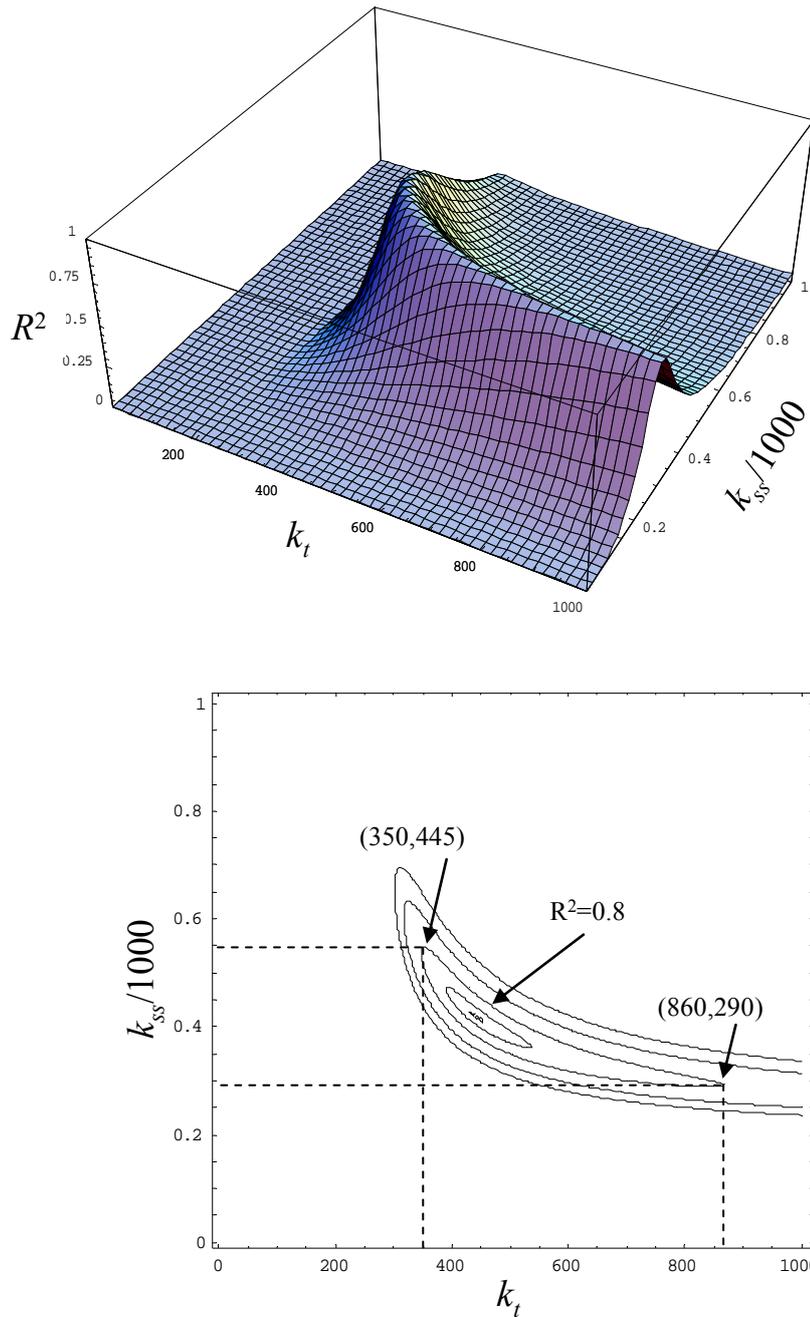
En la figura 6.14 se observa lo que ya comentábamos con anterioridad al describir la ecuación (6.5). Con cargas bajas, la rigidez aparente del sistema está condicionada por la rigidez del músculo, que es comparativamente muy inferior a la rigidez del tendón (que es constante). A medida que crece la carga, la rigidez del Sóleo aumenta y la rigidez del sistema empieza a quedar condicionada por la rigidez menor, que pasa a ser la del tendón. Como también comentábamos con anterioridad, los valores reales de las rigideces  $k_t$  y  $k_{ss}$  pueden originar que sea difícil conseguir puntos cercanos a la asíntota horizontal, dado que en el caso de que un sujeto tenga una rigidez del tendón alta, los valores de carga que harían que la rigidez del sistema estuviese

condicionada por la rigidez del tendón (la menor) serían valores de carga muy elevados que imposibilitan la realización del ensayo. A su vez obtener puntos experimentales muy cerca del origen también tiene limitaciones dado que el propio peso del miembro inferior es ya un límite del cual no se puede bajar. Está en la naturaleza del sujeto bajo ensayo que los puntos experimentales obtenidos puedan o no acercarse a la asíntota horizontal.

Durante la aplicación de este procedimiento de ajuste se observó que nubes de puntos muy similares daban resultados para  $k_t$  y  $k_{ss}$  muy diferentes, hasta el punto de que para un mismo sujeto en las mismas condiciones los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  pueden llegar a intercambiar numéricamente sus valores, pasando en algunos ejemplos de ( $k_{ss}=500$  y  $k_t=350$ ) a ( $k_{ss}=350$  y  $k_t=500$ ) sin variaciones muy significativas de la nube de puntos utilizada para su determinación.

Este hecho se puede poner de manifiesto si se evalúa el error, o el coeficiente de regresión  $R^2$ , al forzar los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  en la solución analítica en (6.5) y compararla con la solución experimental, lo cual se presenta gráficamente en la figura 6.15 en la evaluación de  $R^2$  (figura 6.15 – parte superior) y sus curvas de iso- $R^2$  (figura 6.15 – parte inferior). Se aprecia con claridad, que aún existiendo estrictamente un punto con un valor de  $R^2$  máximo (error mínimo), la naturaleza del problema hace que éste esté mal condicionado, en el sentido de que existen combinaciones muy dispares de  $k_t$  y  $k_{ss}$  que proporcionan un ajuste idéntico, a efectos numéricos de  $R^2$ , de los datos experimentales.

Este comportamiento lleva asociado el hecho de que, variaciones leves del conjunto de puntos experimentales, modifican significativamente la posición del mínimo (o máximo en la curva  $R^2$ ). De hecho, en ocasiones, el programa tiene dificultades en la localización del mínimo de la función de error (el máximo de  $R^2$ ) por falta de precisión (aún trabajando con 16 cifras significativas), lo cual indica que los gradientes en la curva de errores en el entorno del mínimo son muy pequeños en determinadas direcciones.



**Figura 6. 15.**  $R^2$  (3D y curvas de nivel) para distintos valores de  $k_{ss}$  y  $k_t$ .

El ajuste mediante mínimos cuadrados se ve muy afectado por puntos experimentales que se separen significativamente del comportamiento esperado. Es además un hecho constatado en la gran mayoría de los experimentos realizados, que las mayores dispersiones en los puntos experimentales se obtienen asociados a las cargas muy bajas y muy altas. Este hecho, unido a la necesidad, como ya se justificó anteriormente, de disponer de puntos de calidad en los rangos de carga baja y alta,

produce sistemáticamente que el comportamiento descrito aparezca en todos los grupos de registros experimentales obtenidos.

Lo anteriormente expuesto hace que los resultados obtenidos mediante procedimientos de ajuste por rigideces deban inicialmente tomarse con cierta precaución. En el siguiente apartado veremos las alternativas que surgen al realizar el ajuste en flexibilidades.

### **6.3.2 Enfoque basado en flexibilidades**

El punto de partida para el ajuste mediante un enfoque basado en flexibilidades no es más que la nube de puntos anteriormente utilizada en el enfoque de rigideces debidamente modificada, invirtiendo las rigideces y cargas asociadas. Esto hace que la representación gráfica de la nube de puntos se distribuya en el entorno de una recta, cuya ecuación se obtenía en (6.6). Como ya mencionábamos con anterioridad, la regresión lineal dispone de mayores alternativas para el ajuste robusto, algunas de las cuales exploraremos en este apartado.

Básicamente, se van a analizar 4 procedimientos alternativos, que enumeraremos brevemente y cada uno de los cuales será tratado en detalle en su apartado correspondiente:

- Ajuste por mínimos cuadrados. Por analogía con el enfoque de ajuste por rigideces.
- Ajuste por distancias (valor absoluto). También conocido como ajuste de Laplace, este procedimiento al no considerar la diferencia cuadrática (sólo considera la diferencia en valor absoluto), evita que puntos experimentales que pudieran ser considerados como aberrantes tengan un peso tan importante en el ajuste.
- Recta de Tukey. Es un procedimiento de ajuste basado en la evaluación de medianas, cuya robustez supera satisfactoriamente la presencia de hasta un 50% de puntos aberrantes.
- Ajuste por mínimos cuadrados truncado. Se trata de un procedimiento similar al primero, pero que se ejecuta de forma iterativa y en el cual se van eliminando

secuencialmente aquellos puntos más alejados de la actual recta de ajuste, cuya ecuación se altera con cada nuevo ajuste.

Independientemente del procedimiento de ajuste, el comportamiento humano no es completamente repetitivo y es inherente al procedimiento de obtención de los datos experimentales la presencia de discrepancias "naturales". Según que dichas discrepancias provoquen o alteren significativamente los procedimientos matemáticos de ajuste, se establecerán herramientas objetivas para detectar dichos "valores aberrantes" y eliminarlos del proceso de ajuste.

### 6.3.2.1 Ajuste por mínimos cuadrados

El procedimiento es idéntico al utilizado en el ajuste por rigideces, cambiando dichas rigideces por las correspondientes flexibilidades. De esta manera, tomando la expresión (6.7) e introduciendo la inversa de  $f(f^*)$  y las inversas de  $k$ ,  $k_t$  y  $k_{ss}$  ( $c$ ,  $c_t$  y  $c_{ss}$ ) tenemos:

$$error = \sum_{i=1}^n [c_{\text{exp}}(f_{\text{exp}}^*) - c(c_t, c_{ss})] \quad (6.8)$$

que minimizamos evaluando en la función de error todos los datos experimentales disponibles.

Realizando una representación gráfica análoga a la realizada en el ajuste por rigideces, para el análisis del coeficiente de regresión  $R^2$ , en el caso del ajuste mediante flexibilidades obtenemos el resultado mostrado en la figura 6.16 con la representación de la superficie completa (parte superior) y la representación de curvas de iso- $R^2$  (parte inferior).

En el caso de utilizar flexibilidades en vez de rigideces, observamos que la misma patología aparece en las curvas de iso- $R^2$ , con la única particularidad de que esta vez la forma de la curva pasa a ser la de una recta. Tenemos parejas de valores ( $c_{ss}$ ,  $c_t$ ) completamente dispares que proporcionan un mismo valor de ajuste de la recta de flexibilidades, lo cual, como era de esperar, no se soluciona por el simple hecho de manipular la ecuación.

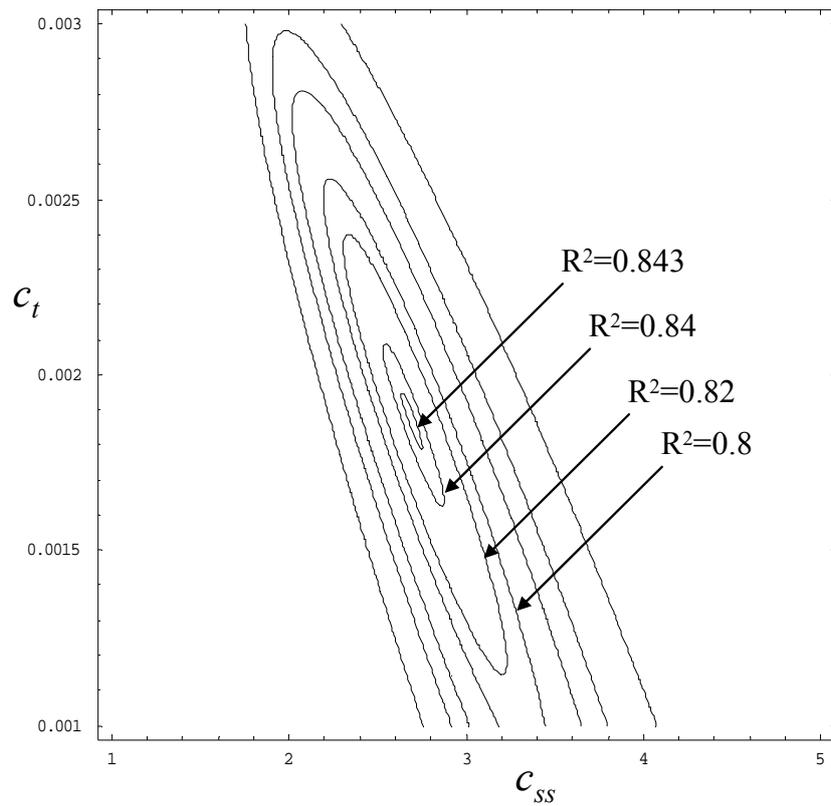
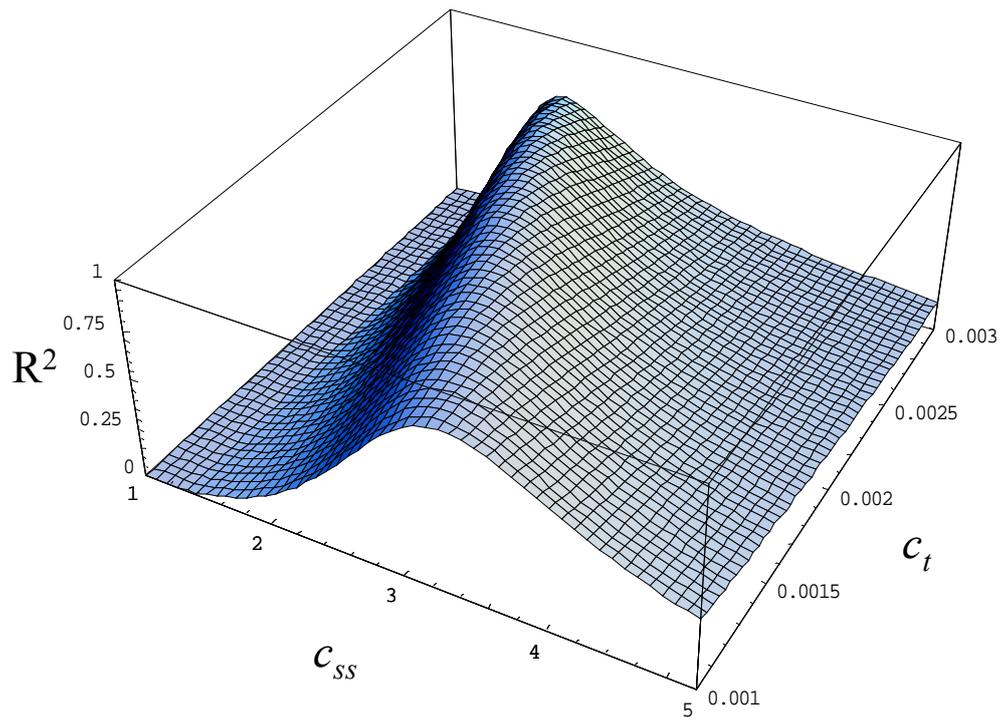


Figura 6. 16.  $R^2$  (3D y curvas de iso- $R^2$ ) para distintos valores de  $c_{SS}$  y  $c_t$ .

### 6.3.2.2 Ajuste por distancias (Laplace)

En el ajuste mediante mínimos cuadrados, como ya se mencionó al enumerar los distintos procedimientos de ajuste, puntos denominados “aberrantes” que, por alguna razón, presentan grandes desviaciones del comportamiento que se modela, tienen un gran peso en dicho ajuste, dado que su contribución al error, al ir al cuadrado en la función de error, es muy significativa. En un ajuste por mínimos cuadrados la presencia de un solo punto aberrante puede alterar significativamente el resultado final, como se ilustra a continuación con un ejemplo independiente del problema que estudiamos.

En la serie {4.9, 5.2, 5.1, 20, 4.7, 4.9, 4.7, 4.8, 5, 5.1} el valor asociado al registro 4, con un valor de 20, es claramente aberrante frente al resto. La presencia de un solo punto en un grupo de 10 hace que la estimación del valor medio mediante mínimos cuadrados valga 6.45, muy fuera del rango de valores observados para los restantes 9 valores (más de un 30%). En este ejemplo, si sustituimos el valor de 20 por 7.7, el ajuste por mínimos cuadrados estima el valor medio en 5.21, un valor aún fuera del rango en el que hemos encontrado el 90% de los restantes puntos experimentales. El ajuste se complica si la incertidumbre sobre la validez de los datos está asociada tanto a los valores del eje de las abscisas (las fuerzas o sus inversas) como al de las ordenadas (las rigideces o flexibilidades) como es nuestro caso.

Para tratar de minimizar la gran influencia que tienen en el ajuste mediante mínimos cuadrados la presencia de los denominados valores aberrantes, se puede en primera instancia utilizar el residuo (la diferencia entre el valor estimado y el experimental) sin elevar al cuadrado. Se debe en este caso tomar valores absolutos para evitar compensaciones entre valores negativos y positivos de los residuos, quedando finalmente una expresión del error:

$$error = \sum_{i=1}^n |c_{\text{exp}}(f_{\text{exp}}^*) - c(c_t, c_{ss})| \quad (6.9)$$

Este estimador, propuesto originalmente por Laplace, mejora el comportamiento frente a valores aberrantes aislados, pero puede demostrarse Ortiz et al (Ortiz et al, 2006) que, aunque en menor medida que en el caso del ajuste mediante mínimos cuadrados, la presencia de un solo punto aberrante provoca también desviaciones de la estimación significativas.

### 6.3.2.3 Recta de Tukey

La propuesta realizada por Beaton & Tukey (Beaton & Tukey, 1974) está basada en la estimación mediante la utilización de la mediana en vez de la media (la mediana es el valor central en un conjunto ordenado de datos). Es bien conocido que la estimación mediante la mediana es muy robusta en presencia de valores aberrantes, ya que necesita que al menos la mitad de los valores sean aberrantes para que varíe la estimación.

Este hecho es una mejora de robustez frente a los métodos anteriores que pueden presentar variaciones significativas de su estimación en presencia de un solo valor aberrante.

Retomando el sencillo ejemplo utilizado en el punto 6.3.2.2, la serie  $\{4.9, 5.2, 5.1, 20, 4.7, 4.9, 4.7, 4.8, 5, 5.1\}$ , tiene su mediana en 4.95, dado que deja 5 valores por encima y otros 5 por debajo de dicho número.

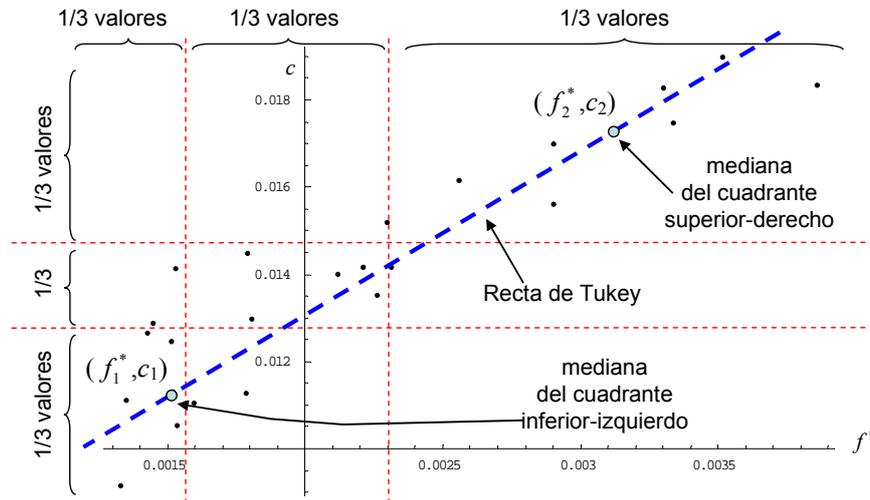
Dicho valor de la mediana es completamente invariante hasta que la mitad más uno de puntos por encima de este valor modifiquen su valor. En este caso ilustrativo, la presencia del valor aberrante (el 4º valor, con valor 20) hace que la estimación sea casi idéntica al valor de la media de los valores considerados como no aberrantes (eliminando el 4º registro de la serie), lo cual es una garantía.

Operativamente, el procedimiento propuesto por Tukey, aplicado al caso que nos ocupa, realiza los siguientes pasos que se ilustran en la figura 6.17.

- Dividir el grupo de parejas de valores  $(f^*, c)$  en 9 cuadrantes, que resultan de agrupar los valores del eje de abscisas  $(f^*)$  y del eje de ordenadas  $(c)$  en tres grupos con igual número de puntos.
- Obtener para los cuadrantes inferior-izquierdo y para el superior-derecho los valores de las medianas para los valores de  $(f^*)$  y  $(c)$ , obteniendo así dos parejas de puntos,  $(f_1^*, c_1)$  para el cuadrante inferior-izquierdo y  $(f_2^*, c_2)$  para el superior-derecho.
- La ecuación de la recta de Tukey se establece forzando su paso por  $(f_1^*, c_1)$  y  $(f_2^*, c_2)$ , quedando dicha ecuación:

$$c(f^*) = \frac{c_2 - c_1}{f_2^* - f_1^*} f^* + \left( \frac{c_1 f_2^* - c_2 f_1^*}{f_2^* - f_1^*} \right) \tag{6.10}$$

En la figura 6.17, se muestra sobre un ejemplo de registro de 24 puntos  $(f^*, c)$  el procedimiento anteriormente descrito.



**Figura 6. 17. Procedimiento de ajuste de Tukey.**

Si bien este procedimiento presenta una gran mejora, frente a los anteriores, en cuanto a la robustez del procedimiento en presencia de valores experimentales aberrantes, debe tenerse también en cuenta que esta propuesta, no toma en consideración un tercio de los puntos (el tercio que queda en el centro), dando todo el peso del ajuste a los puntos de los extremos de la nube de puntos.

En nuestro caso particular, el procedimiento experimental de toma de datos, registra las mayores variaciones e incertidumbres precisamente en los rangos altos (bajos) y bajos (altos) de rigidez (flexibilidad), de manera que no en cualquier caso se puede decir, a priori, que este método ofrezca valores con un mayor grado de fiabilidad respecto a los métodos anteriores.

En cualquier caso, debemos recordar la robustez de la mediana como estimador, de manera que si bien aunque los cuadrantes con mayor peso en el procedimiento son los cuadrantes que incluyen el mayor riesgo de presencia de valores aberrantes, debe existir un número elevado (>50%) de dichos valores aberrantes para que la estimación se vea alterada de forma significativa.

#### 6.3.2.4 Ajuste por mínimos cuadrados truncados

Otra alternativa que aumenta la robustez del ajuste en presencia de valores aberrantes es una variante del ajuste por mínimos cuadrados, en el que de forma iterativa se van eliminando selectivamente los puntos con un mayor valor del residuo al cuadrado.

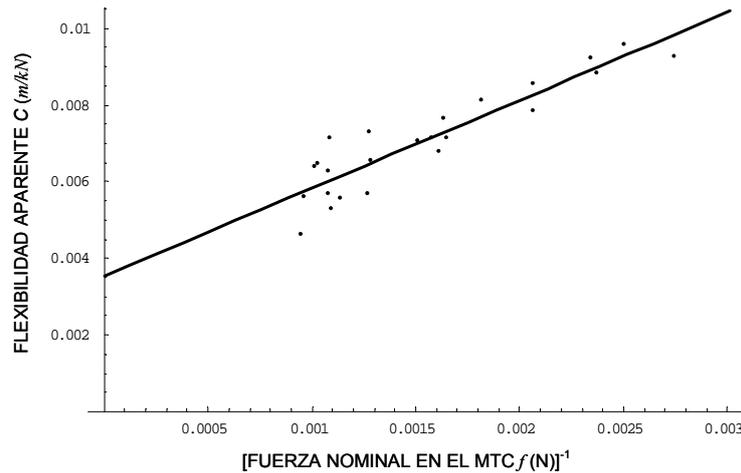
La robustez de este procedimiento (estabilidad frente al número de valores aberrantes, que modifican significativamente la estimación), alcanza el 50% (hace falta que al menos haya más de la mitad de puntos aberrantes para que la estimación sea mala) cuando el número de puntos eliminado es la mitad de los disponibles Ortiz et al (Ortiz et al, 2006). Este procedimiento tiene la ventaja comparativa frente al procedimiento de ajuste de Tukey, que desde el principio se toman en cuenta todos los puntos disponibles para realizar la eliminación selectiva, mientras que el procedimiento de Tukey directamente no toma en consideración un tercio de los datos disponibles (probablemente los de mejor calidad en nuestro caso).

El procedimiento iterativo sigue los siguientes pasos:

- Con la muestra completa, se realiza un ajuste por mínimos cuadrados tal y como se indica en 6.3.2.1, obteniendo así una recta de flexibilidades cuya suma de errores cuadráticos, respecto a los valores experimentales, es mínima.
- Se ordenan de mayor a menor los residuos de todos los puntos experimentales respecto de la recta obtenida.
- Se elimina de la serie de datos experimentales el punto con mayor residuo, y se vuelve al primer paso, para realizar un nuevo ajuste por mínimos cuadrados, con la serie truncada.

Es importante que este procedimiento se efectúe eliminando sólo un punto en cada iteración, puesto que un punto que en una iteración concreta ocupa el segundo puesto en la evaluación de los residuos, puede no pasar al primer lugar de la lista en la siguiente iteración, dado que la ecuación de la recta de ajuste también se modifica y por tanto los residuos de cada punto del registro experimental también se van actualizando.

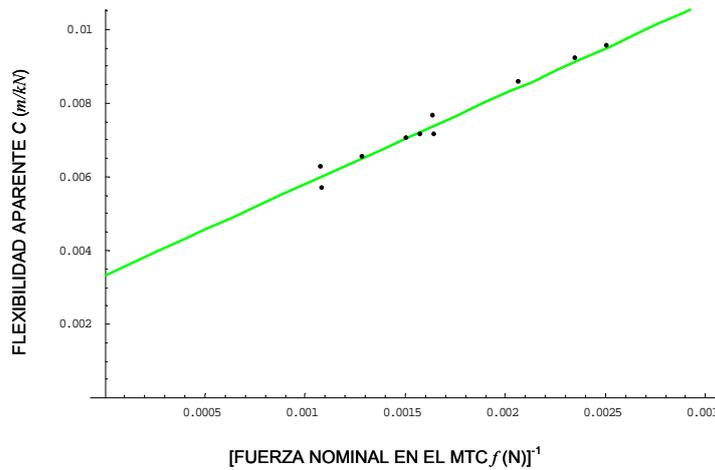
Utilizando el mismo registro experimental que en el apartado 6.3.2.3 (Recta de Tukey), y realizando 14 iteraciones (eliminando 14 puntos del registro original, que supone un 50% de los disponibles) se obtienen los resultados que se muestran a continuación. En la figura 6.18 se muestra el ajuste por mínimos cuadrados del conjunto completo (previo a la primera eliminación).



**Figura 6. 18. 1ª iteración en el procedimiento de mínimos cuadrados con truncamiento.**

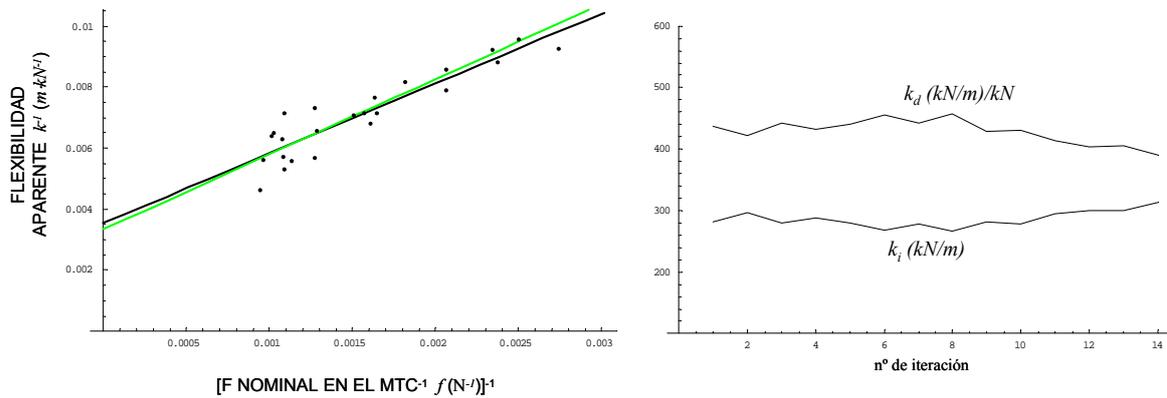
En la Figura 6.19 se muestra el ajuste en la iteración nº14, en la que se aprecia que los puntos que todavía permanecen en la serie son los que tienen un mejor ajuste a la ecuación de una recta (el criterio de truncamiento elimina a los de mayor residuo).

En cada iteración la ecuación de la recta de flexibilidades cambia. Presentando simultáneamente las rectas de la 1ª y última iteración, figura 6.20 (parte izquierda) observamos, que en este caso en particular, la eliminación secuencial de los 14 puntos con mayor residuo (1 por iteración) conduce a cambios poco significativos.



**Figura 6. 19. 14ª iteración en el procedimiento de mínimos cuadrados con truncamiento.**

En la misma figura 6.20 (parte derecha) se muestra la evolución de los valores de las rigideces ( $k_{ss}$  y  $k_t$ ) (transformando los resultados del ajuste de flexibilidades a rigideces) en cada una de las iteraciones.



**Figura 6. 20. Comparación de las iteraciones 1ª y 14ª y evolución de  $k_t$  y  $k_{ss}$ .**

Las variaciones (relativamente pequeñas) que muestra dicha gráfica indican la ausencia, en este caso concreto, de puntos con valores claramente aberrantes. En concreto la variación registrada entre la iteración 1 y la 14 para  $k_t$  y para  $k_{ss}$  es, respectivamente, de un 10.7% de aumento en el caso de  $k_t$  y de un 10.8% de disminución en el caso de  $k_{ss}$ .

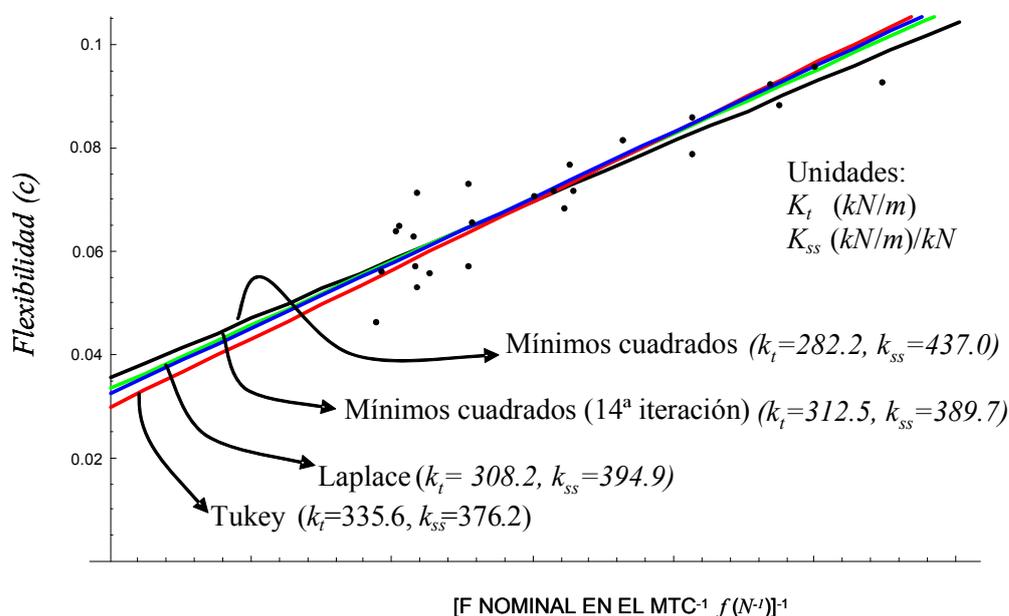
### 6.3.3 Estudio comparativo

Los datos experimentales obtenidos, sirvan como ejemplo los datos utilizados en este capítulo (figura 6.18), muestran una dispersión no despreciable. El ajuste de dichos

datos admite la aplicación de distintas técnicas de regresión lineal cuyos fundamentos son diferentes, lo cual lleva a soluciones también distintas.

El objetivo de este apartado es el análisis comparativo de los resultados obtenidos utilizando el ajuste por mínimos cuadrados empleando los valores de rigidez y 4 técnicas distintas empleando los valores inversos, los de flexibilidad.

El ajuste por rigidez se mostraba en la figura 6.14 mientras que los ajustes mediante las cuatro alternativas de ajuste por flexibilidad se muestran en la figura 6.21. Los resultados se resumen en la Tabla 6.2.



**Figura 6. 21. Comparación de los ajustes por flexibilidad para el cálculo de  $k_t$  y  $k_{ss}$ .**

Del análisis de los resultados de la tabla 6.2 (figura 6.18 y figura 6.21) cabe destacar, que aún en ausencia de puntos con valores claramente aberrantes (ver comentarios al respecto en el apartado 6.2.3.4) se obtienen resultados que de un procedimiento de ajuste a otro difieren significativamente (un 25% en  $k_t$  entre mínimos cuadrados por rigidez y mínimos cuadrados por flexibilidad y un 23% en  $k_{ss}$  entre mínimos cuadrados por rigidez y Tukey por flexibilidad).

Tabla 6. 2. Comparación de resultados en el ajuste por rigideces y flexibilidades.

	Procedimiento	Resultados	
		$k_t$ (kN/m)	$k_{ss}$ (kN/m)/kN
Rigidez	Mínimos Cuadrados	376	489
Flexibilidad	Mínimos Cuadrados	282.2	437.0
	Laplace	308.2	394.9
	Tukey	335.6	376.2
	Min. Cuad. Truncado (14 <sup>a</sup> iter.)	312.5	389.7

Para una mejor comprensión de los resultados, recordemos las características significativas de cada procedimiento, lo cual puede ayudar, dependiendo de la "apariencia" de la nube de puntos experimentales, a decantarse más por un procedimiento que por otro:

- Mínimos cuadrados: Tanto en rigidez como en flexibilidad, sufre grandes desviaciones del valor estimado en presencia de puntos aberrantes.
- Laplace: Minimiza la influencia en el ajuste en presencia de puntos aberrantes, al tomar la distancia en valor absoluto sin elevar al cuadrado.
- Tukey: Basa la estimación en la mediana, que es mucho más robusta como estimador, pero descarta un tercio de los puntos disponibles, probablemente (en nuestro caso) los de mayor "calidad".
- Mínimos cuadrados truncado: Proceso iterativo que va descartando secuencialmente los puntos con mayor residuo, consiguiendo, tras la eliminación de aproximadamente la mitad de los puntos disponibles, una gran robustez en la estimación.

Claramente, la presencia de puntos que se desvían de un supuesto comportamiento esperado, van a afectar al ajuste por mínimos cuadrados. En cualquier caso, la selección de puntos que deben ser descartados para el ajuste se debe realizar en base a un método objetivo.

Las características particulares del problema bajo estudio, que hace que los valores con mayor probabilidad de presentar grandes desviaciones, se encuentren en los extremos (bien sea en el ajuste por rigideces, bien sea en el ajuste por flexibilidades) hace que los resultados obtenidos utilizando la recta de Tukey (flexibilidad) deban ser tomados con cierta precaución en algunos de los casos.

Con la nube experimental utilizada en este capítulo, los valores extremos obtenidos para la pareja de rigideces para Sóleo y tendón aparecen asociadas a los procedimientos de mínimos cuadrados (que da los valores más bajos de  $k_t$  y más altos de  $k_{ss}$ ) y al ajuste por Tukey (que por el contrario da los valores más altos de  $k_t$  y más bajos de  $k_{ss}$ ). Los otros dos procedimientos, Laplace y Mínimos Cuadrados Truncado, muestran valores muy similares (1.4% de diferencia en  $k_t$  y 1.3% de diferencia en  $k_{ss}$ ).

#### 6.3.4 Consideraciones adicionales

El procedimiento de toma de datos experimentales ha sufrido diversos cambios a lo largo de la realización de la Tesis a medida que se han ido teniendo más datos, se han evaluado los resultados y se ha reflexionado sobre alternativas de mejora, tanto del dispositivo de ensayo como de la técnica de análisis. Este apartado trata de plasmar ciertos aspectos que no tienen una cabida clara en otros apartados pero que son importantes en cuanto que recogen ideas que han podido ser descartadas a posteriori o reflejan simplemente alternativas sobre las cuales reflexionar.

Los numerosos cambios en el proceso de análisis parten del hecho de que los resultados experimentales tienen una dispersión importante respecto al modelo al que supuestamente deben ajustarse. Mientras que se ha constatado que el ajuste de la vibración libre del sistema Sóleo-tendón responde de manera excelente al modelo teórico (figura 6.3 o figura 6.9a), la evaluación de las propiedades por separado de Sóleo y tendón, bien sea por rigideces, bien por flexibilidades, presenta un ajuste peor, con un grado de dispersión más elevado.

Parece razonable pensar que al provenir las parejas de valores ( $f, k$ ) de un ajuste previo, el grado de dispersión en el segundo ajuste (el de la nube de  $f, k$  para determinar  $k_t$  y  $k_{ss}$ ) sea mayor que el encontrado en el primer ajuste (el del registro experimental para la determinación de  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$  para obtener  $f$  y  $k$ ). Este hecho motivó en las

primeras determinaciones experimentales que se registrasen hasta cuatro impactos en cada nivel de carga y así disponer de cuatro parejas ( $f, k$ ) sobre las que poder emplear técnicas de análisis alternativas. Si el análisis de los cuatro impactos dan lugar a valores muy similares entre sí de la pareja ( $f, k$ ) no se utilizan todos los puntos por ser redundantes, pero si los cuatro impactos dan lugar a parejas ( $f, k$ ) distintas entre sí, se utilizan todas sin descartar a priori ninguna de ellas.

Disponiendo, en el caso general, de varias parejas ( $f, k$ ) distintas sobre cada nivel de carga, que corresponden a los distintos impactos, una de estas técnicas empleadas consiste en calcular todas las posibles combinaciones empleando por cada nivel de carga un solo punto en cada combinación. De esta manera, teniendo, por ejemplo, 9 niveles de carga (3, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35 y 40 kg) y respectivamente (2, 3, 3, 3, 3, 3, 3, 3 y 3) golpes por cada peso, supone un total de  $2 \times 3 = 13122$  combinaciones.

Si tomáramos todos los valores obtenidos, con el convencimiento de que al tener cuatro resultados por nivel de carga el efecto de promediado evitaría la influencia sobre el resultado final de la presencia de algún valor aberrante, el resultado obtenido se muestra en la figura 6.22, siendo los resultados obtenidos:  $k_t = 387.9$  (kN/m) y  $k_{ss} = 470.2$  (kN/m/kN) con un coeficiente de regresión  $R^2 = 0.85$ .

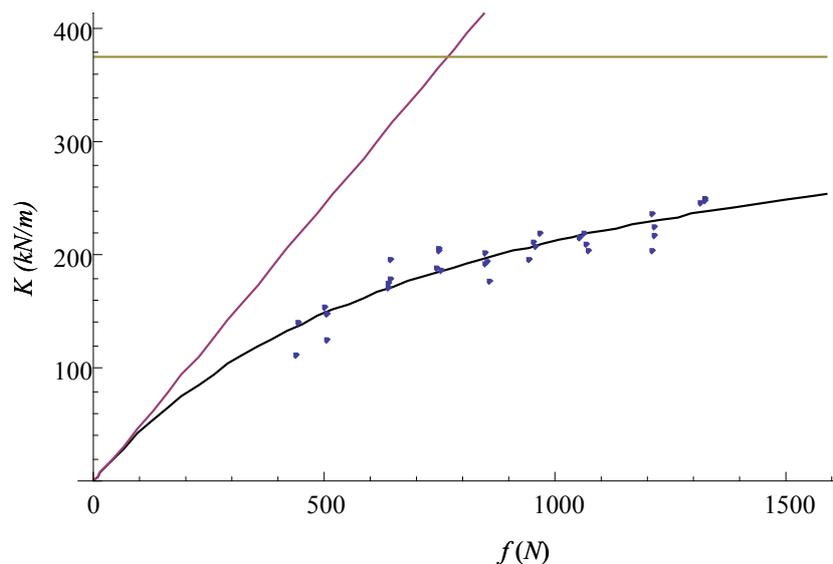
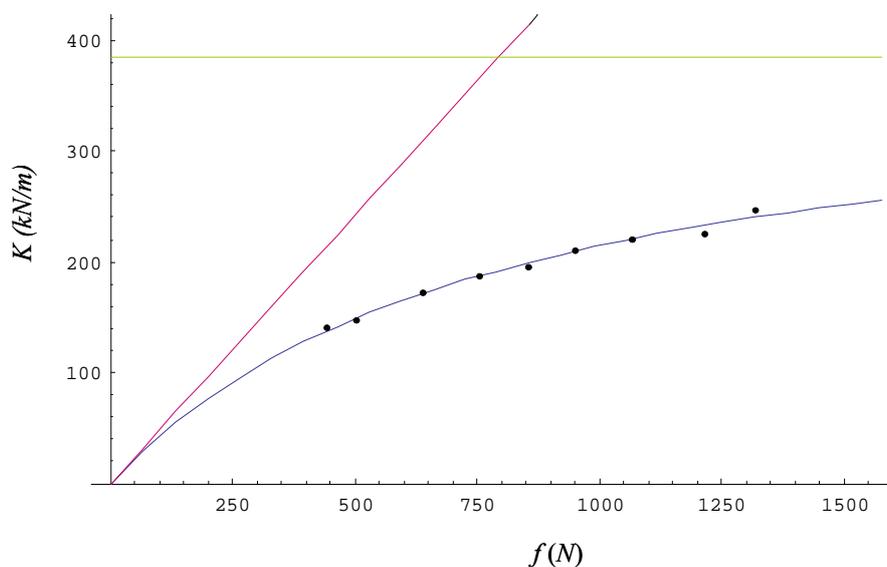


Figura 6. 22. Ajuste de  $k_t$  y  $k_{ss}$  empleando varios golpes por cada nivel de carga.

En la propia figura 6.22 se aprecian con cierta claridad las diferentes parejas ( $f$ ,  $k$ ) que para cada nivel de carga aparecen con los distintos golpes, estando todas ellas sobre una misma vertical

Si aplicamos la técnica descrita entre las 13122 combinaciones posibles, tomando como criterio de selección aquella combinación con un mayor coeficiente de regresión (mejor ajuste), obtenemos el resultado que aparece en la figura 6.23. Los resultados obtenidos para esta combinación son:  $k_t=384.9$  ( $kN/m$ ) y  $k_{ss}=485.4$  ( $kN/m/kN$ ) con un coeficiente de regresión  $R^2=0.99$ .



**Figura 6. 23. Ajuste de  $k_t$  y  $k_{ss}$  empleando la combinación con mejor coeficiente  $R^2$ .**

La variación en los resultados no es muy importante en este caso (0.77% para  $k_t$  y 3.2% para  $k_{ss}$  respectivamente) si bien la mejora del coeficiente de regresión es muy significativa. Este efecto recuerda al observado en la figura 6.14, en la que se pasaba de un  $R^2=0.86$  empleando los valores individuales a un  $R^2=0.95$  al emplear el valor promedio.

Cabe, sin embargo, reflexionar sobre si este procedimiento de discriminación de valores en el ajuste es tan legítimo como el procedimiento descrito en 6.3.2.4 (mínimos cuadrados truncado), proceso iterativo, en el que inicialmente se emplean todos los puntos y a continuación se van eliminando secuencialmente los valores más alejados de la curva. Dicha reflexión se plantea por el hecho de que, para el caso de  $n$  golpes por

nivel de carga, nunca se emplean en el ajuste, para dicho nivel de carga, más de  $1/n$  de los puntos (teniendo 5 golpes, se emplea sólo 1, que representa el 20%).

A medida que se avanzaba en el proceso de análisis, los registros que tenían varios golpes por nivel de carga fueron descartados al constatarse la variación de las propiedades de Sóleo y AT con dicho golpeo repetido en un corto lapso de tiempo. El efecto de promediado buscado con el golpeo múltiple no se conseguía, más bien contribuía a un empeoramiento en el proceso de ajuste.

Otro aspecto a tener en cuenta es que las curvas experimentales empleadas para el primer ajuste (obtención de  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$ ) no muestran tan buen comportamiento como el encontrado en el registro empleado como ejemplo en el apartado 6.1 de este capítulo (figura 6.1). Recordemos que, con dicha curva de ejemplo, los valores de los parámetros  $\omega_D$ ,  $\gamma$  y  $M$  no se veían casi alterados ni con el tamaño de la ventana de ajuste, ni con su posición (figuras 6.5 y 6.6 respectivamente). Con la progresión de la etapa experimental y los correspondientes análisis de datos, este hecho demostró no cumplirse para absolutamente todos los sujetos y circunstancias, encontrándose casos en los cuales la variación de la posición y/o el tamaño de la ventana de ajuste variaba los valores de dichos parámetros. Se constató cómo pequeñas variaciones del valor de  $\omega_D$  afectaba de manera significativa la determinación de la rigidez aparente del sistema completo ( $k$ ), al ir dicho valor de la frecuencia, al cuadrado en la expresión de  $k$ .

Dado que inicialmente, por motivos de uniformidad y para evitar que la ventana de ajuste fuese una decisión subjetiva, se empleaba el mismo tamaño de la ventana de ajuste en todos los niveles de carga. Mientras que en niveles de carga bajos (3 y 5 kg) el registro experimental sólo presenta dos o tres ondas completas, en cargas superiores se podían registrar 5 ó 6. Este hecho, unido a la decisión de tomar para todos los niveles de carga la misma posición y tamaño de la ventana de ajuste, hacía que en los niveles de carga intermedios y altos, quedase sin utilizar un número significativo de datos experimentales obtenidos.

Se consideró la posibilidad, entonces, de obtener como alternativa los valores de los parámetros de ajuste en ventanas del mismo tamaño que la original pero en la zona del registro experimental que quedaba sin utilizar. Este procedimiento se implementó de

forma sistemática, para obtener 5 parejas de valores uniformemente distribuidos a lo largo de todo el registro disponible, de forma similar a la ilustrada en la figura 6.5.

Si el ajuste de la curva experimental es insensible a la posición y el tamaño de la ventana elegida para el ajuste, cualquier pareja  $(f, k)$  obtenida será válida. Sin embargo, si es sensible al tamaño o posición de la ventana de ajuste, dispondremos de varias parejas de valores  $(f, k)$  para el golpe en cuestión. Aunque se haya descartado el realizar varios impactos por cada nivel de carga (por lo mencionado con anterioridad en este apartado) se vuelve a disponer, empleando este criterio de ajuste de varias ventanas, de varias parejas  $(f, k)$  y la herramienta de análisis de las distintas combinaciones vuelve a tener cabida en el análisis, con los pros y los contras anteriormente mencionados.

Otra alternativa barajada para el ajuste consiste en tomar toda la onda disponible, salvo los puntos muy cercanos al impacto y la zona del registro muy atenuada. Esta alternativa abandona la idea de emplear para todos los niveles de carga el mismo tamaño y posición de la ventana para el ajuste y persigue, de una forma razonablemente objetiva, un efecto de promediado en aquellos registros en los cuales la posición y tamaño de la ventana condiciona, más o menos significativamente, el valor de los parámetros de ajuste.

#### **6.4. Conclusiones**

En el apartado 6.3 se ha presentado la metodología numérica empleada para la evaluación de las propiedades de rigidez (o flexibilidad) de Sóleo y tendón. Por un lado se ha implementado una herramienta de ajuste por mínimos cuadrados basado en los valores experimentales de rigidez del sistema aparente y por otra parte se han implementado hasta cuatro métodos diferentes para el ajuste basado en los valores de flexibilidad aparente del sistema.

La opción de ajuste en flexibilidades presenta una ventaja operativa clara frente al ajuste en rigideces, puesto que al manipular la expresión para pasar de rigideces a flexibilidades, pasamos de tener un problema de ajuste de una expresión no lineal (rigideces) a tener un problema de ajuste lineal (flexibilidades), expresión que, además de ser más sencilla e intuitiva desde un punto de vista gráfico, dispone de un mayor número de herramientas con distinto grado de robustez.

La comparación de los resultados obtenidos con el procedimiento de rigidez y los obtenidos con los procedimientos de flexibilidades muestran diferencias significativas entre ellos. La obtención de resultados mediante la utilización de sólo un método, presenta el inconveniente de llevar asociado una incertidumbre inherente al método empleado.

Dada la dispersión de los resultados experimentales, especialmente significativa en los rangos bajo y alto de carga, los dos métodos que parecen dar resultados más fiables y robustos, en nuestro caso, son el de Laplace y el de Mínimos Cuadrados Truncado (50% de los puntos), realizando dicho ajuste siempre en flexibilidades. En todo caso, en los ajustes a realizar en los siguientes apartados de la Tesis, se van a seguir empleando todos los métodos anteriormente descritos, para disponer de la mayor información posible.

En cualquier caso, la estructura de las ecuaciones de dependencia funcional, bien sea en rigideces (6.8), bien en flexibilidades (6.9), unida a la dispersión típica encontrada en las nubes, ha mostrado un mal condicionamiento del problema de ajuste, lo cual se observa con claridad en las figuras 6.15 y 6.16, en las cuales, las parejas de valores muy dispares ( $k_t$  y  $k_{ss}$  o  $c_t$  y  $c_{ss}$ ) dan un mismo valor del coeficiente de regresión  $R^2$ . Este hecho es de gran importancia, puesto que permite inferir que variaciones leves de la nube de puntos experimentales tienen una gran influencia en la ubicación del mínimo de dichas superficies de error.

En lo que concierne a la toma de datos, el procedimiento implementado, basado en ajuste por mínimos cuadrados ha mostrado una gran fiabilidad y robustez. Dicha fiabilidad está directamente condicionada a la fiabilidad en la estimación de los tres parámetros de interés ( $\gamma$ ,  $\omega_D$  y  $M$ ) de la ecuación (6.1) desde el registro experimental. La variación en los parámetros de interés se ha mostrado prácticamente insensible, en el registro empleado como ejemplo, a variaciones en el tamaño, posición y densidad del rango de ajuste.

Sirva por último hacer especial hincapié en la importancia de la evaluación de las distancias  $R$  y  $r$  (figura 6.11) puesto que las medidas experimentales ( $F$ ,  $K$ ) se deben transformar al sistema Sóleo-tendón ( $f$ ,  $k$ ) mediante las expresiones en (6.4) en las que el cociente  $R/r$  juega un papel fundamental

## CAPÍTULO 7: MEDIDAS OBTENIDAS CON AMBOS PROCEDIMIENTOS

### 7.1 Introducción

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos con todos los sujetos que se han ensayado, siendo la muestra de 10, cuyas características antropométricas se mostraban en el capítulo 5.

El número de ensayos, y consecuentemente el número de registros que ha debido procesarse es muy elevado, 1280 (10 sujetos, 2 procedimientos, 2 piernas, 8 pesos y 4 golpes por peso). Ello hace inviable el mostrar todos los registros, por lo que se ha seleccionado un individuo, mostrándose a continuación los registros obtenidos con los dos procedimientos, para las dos piernas, para todos los pesos y en todos los intentos, es decir 128 registros. La inclusión de estos gráficos, resultado de los ensayos realizados para un individuo, se ha considerado imprescindible para tener una buena apreciación óptica, más allá de los resultados numéricos derivados del ajuste, de la asimilación del comportamiento del sistema a uno de 1 grado de libertad.

Si se pretende separar los valores de las propiedades de Sóleo y AT, como es el caso de esta Tesis, es preciso realizar un ajuste de los valores aparentes de acuerdo a un modelo de comportamiento que en esta Tesis se ha tomado el de Hill. Dado que en los estudios realizados en el capítulo 6 no se ha podido dilucidar con claridad el procedimiento de ajuste óptimo, en este capítulo se van a seguir considerando cinco procedimientos (mínimos cuadrados en un enfoque de rigidez, y bajo el enfoque de flexibilidades, mínimos cuadrados, mínimos cuadrados truncados, mínima distancia (Laplace) y el procedimiento de Tukey), para realizar una valoración de los cinco al final del capítulo, una vez se tenga una visión completa de todo el trabajo realizado. Así, habrá que realizar para cada individuo, para cada miembro inferior y para cada enfoque, cinco procedimientos de ajuste, lo que da lugar a 200 ajustes, de los que se muestran en la Tesis con detalle los 20 que corresponden al sujeto sobre el que se han mostrado los registros de carga.

La organización de toda esta información se ha realizado de la siguiente manera. En primer lugar en el apartado 7.2 se muestran los registros obtenidos para el procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, en 7.2.1 para el

MID (miembro inferior derecho) y en 7.2.2 para el MII (miembro inferior izquierdo), y en ambos casos se presentan primero los resultados de los registros de los ensayos y a continuación los ajustes basados en el modelo de Hill para los cuatro procedimientos indicados.

Una organización similar se sigue en el apartado 7.3 para el procedimiento basado en la capacidad de giro de la articulación del tobillo.

A continuación, apartado 7.4 se hace una valoración de los resultados obtenidos en los apartados anteriores para un sujeto. Esta valoración se refiere a las dos hipótesis principales: si el sistema se comporta como un sistema de un grado de libertad amortiguado, y la segunda, si la respuesta del sistema puede ser representada mediante el modelo de Hill obteniéndose a partir de dicho modelo los valores de rigideces del Sóleo y del AT.

Una vez presentados los resultados y hecha dicha valoración para un sujeto, el estudio se hace extensivo a todos los sujetos de la muestra. En el apartado 7.5.1 se expondrán tablas de resultados de los brazos de palanca  $R$  y  $r$ , en el apartado 7.5.2 se expondrán los resultados a partir del desplazamiento vertical de la antepierna y en el apartado 7.5.3 se expondrán los resultados a partir del giro de la articulación del tobillo. Por último se hará una valoración global de dichos resultados.

## **7.2 Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna**

Los resultados de este apartado se organizan en dos fases. En primer lugar, en 7.2.1 se muestran los resultados de los ensayos y a continuación en 7.2.2 se muestran los ajustes realizados para separar las propiedades de Sóleo y AT.

### **7.2.1 Ensayos llevados a cabo con los distintos pesos**

En orden a sistematizar en la mayor medida posible la presentación de los resultados del ensayo, se ha diseñado una ficha de registro donde se incluyen para un individuo, un miembro, un procedimiento y un peso, los resultados de los cuatro impactos realizados. Las características indicadas aparecen en el encabezado de cada ficha.

A continuación se muestran los registros de los cuatro impactos. En el eje vertical aparece la evolución con el tiempo de la fuerza registrada en la célula de carga después del impacto. En el eje horizontal se muestra el tiempo.

Las unidades en el eje vertical son kilos fuerza y en régimen de reposo (cuando el tiempo tiende a infinito), esta fuerza representaría el efecto de la masa  $M$  colocada sobre el vasto interno del miembro inferior ensayado más la masa del miembro inferior involucrado en la oscilación. No se ha representado el cero en la escala para apreciar mejor la evolución, si bien la elección de la ventana que se muestra puede hacer más dificultosa la comparación entre diferentes golpes. Como puede apreciarse todos los valores que aparecen son negativos, hecho que representa compresiones sobre la célula de carga.

Las unidades en el eje horizontal son segundos. Igual que antes, en el gráfico se ha seleccionado una ventana apropiada. El comienzo de la oscilación puede variar de un caso a otro dado que el golpe es manual y se produce (con pequeñas diferencias de un caso a otro) una vez que se ha activado el programa de captación de señal en la célula de carga.

La selección del intervalo de tiempo en el que se va a producir el ajuste es manual. Por un lado, al principio, tal y como se explicó en el apartado 3.4, la respuesta a una carga impulsiva como la que se produce en el ensayo tiene dos fases. Durante la primera el instrumento de golpeo está en contacto con el dispositivo donde está la masa  $M$ . Esta fase no es de interés en nuestro estudio. Una vez que deja de haber contacto entre el instrumento de golpeo y el dispositivo, comienza la segunda fase, que es objeto de estudio en esta Tesis. La existencia de la primera fase se materializa de forma clara por evoluciones sin control que deben ser suprimidas del registro a ajustar.

Por otro lado, el final de la zona controlada por la vibración del sistema con un grado de libertad no queda claramente delimitada, pero siempre hay una zona de al menos dos ondas completas de la que se puede inducir un buen ajuste.

La razón de que la zona final de ajuste no quede claramente determinada se debe a que tras varios períodos de oscilación la amplitud es del mismo rango que la natural del individuo en estado de equilibrio antes de recibir la perturbación.

En todo caso, la inspección de cualquiera de las respuestas almacenadas y mostradas a continuación, muestra, particularmente para pesos pequeños, como a la vibración libre del sistema se superpone una vibración asociada a la frecuencia de vibración libre del dispositivo. Estas frecuencias como sucede en nuestro caso, deben estar claramente separadas, y lógicamente su efecto desaparece cuando se realiza el ajuste.

En base a todo lo anterior se toma una ventana que elimine los efectos de la zona inicial de contacto del instrumento que provoca la perturbación y que contenga al menos dos ondas completas, cosa que siempre ha sido posible encontrar. En todo caso, se ha probado a incluir más de dos ondas siendo el resultado consistente, y así puede verse en muchas gráficas donde se ha ajustado más de dos ondas completas.

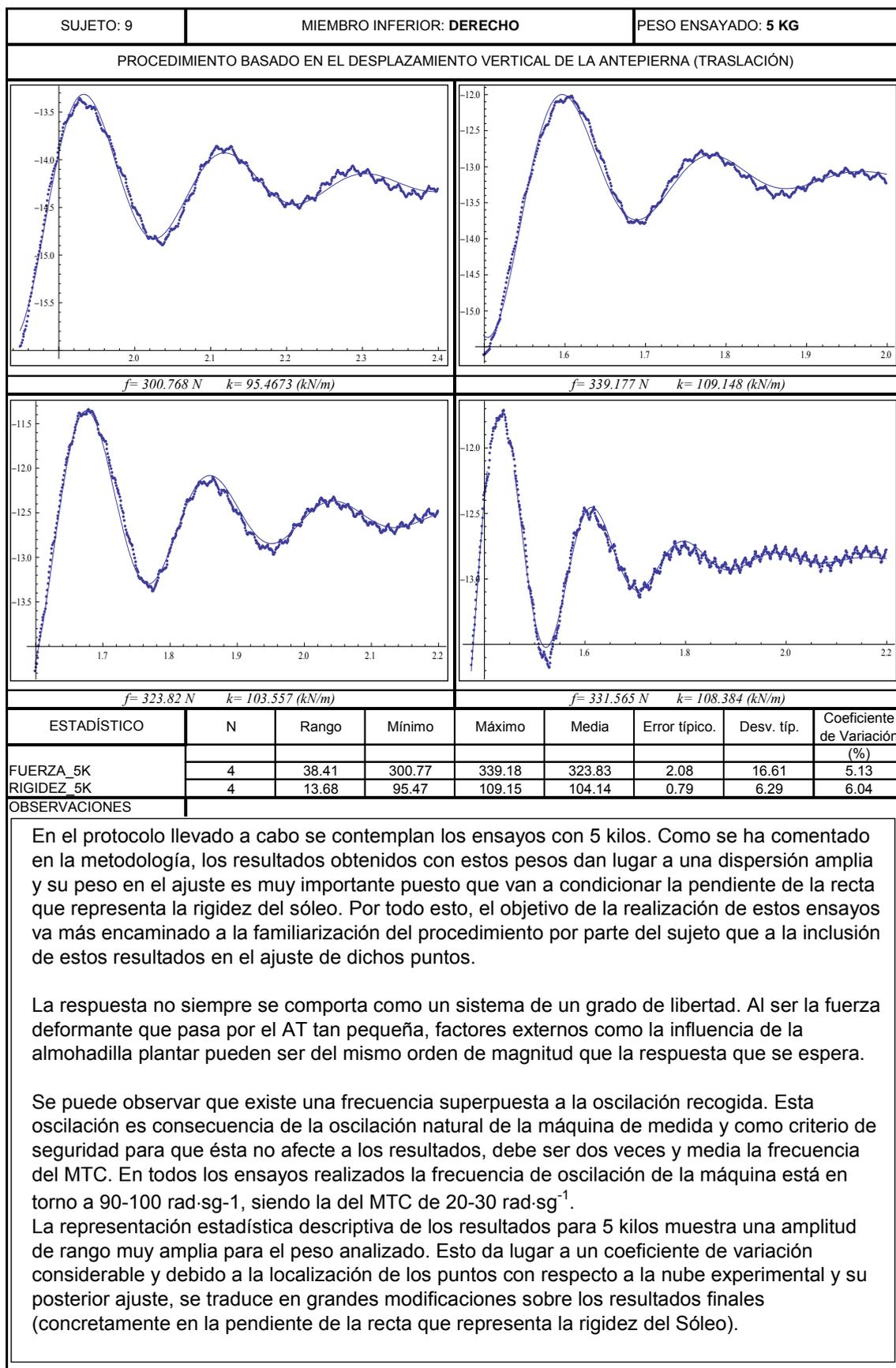
En cada cuadro aparecen dos valores. El valor de la derecha corresponde a la rigidez aparente del MTC,  $k$ , calculada a partir de la expresión (4.15), habiendo sido el valor de  $K$  calculado a partir de (4.12), donde  $M$ ,  $\omega_D$  y  $\gamma$  se han obtenido en el ajuste de la señal por mínimos cuadrados. El valor de la izquierda,  $f$ , representa la fuerza que pasa por el AT cuando el peso ha sido colocado y el sistema está en equilibrio, antes de producir el impacto. Esta fuerza  $f$  se ha calculado a partir de la fuerza  $F$  grabada por la célula de carga y aplicando la relación (4.3).

A continuación, en la ficha, se muestran los resultados estadísticos de las dos variables anteriores,  $f$  y  $k$ , de manera descriptiva. Los valores que se muestran son el valor medio, los máximos y mínimos, el rango de variación, el error típico, la desviación típica y el coeficiente de variación (la desviación típica entre la media multiplicada por cien).

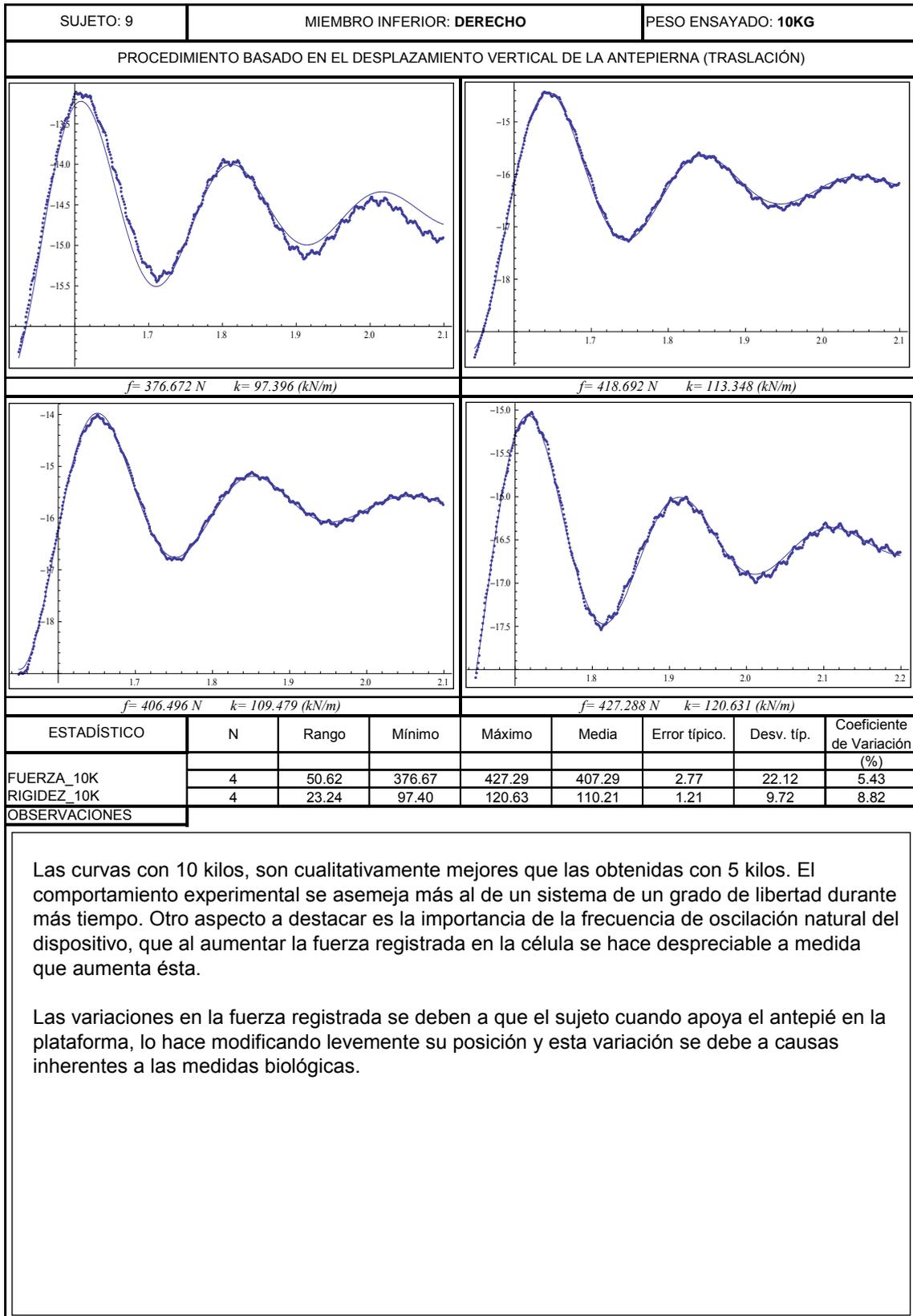
Finalmente se hacen las observaciones pertinentes para cada uno de los casos estudiados.

### **7.2.1.1 Miembro inferior derecho**

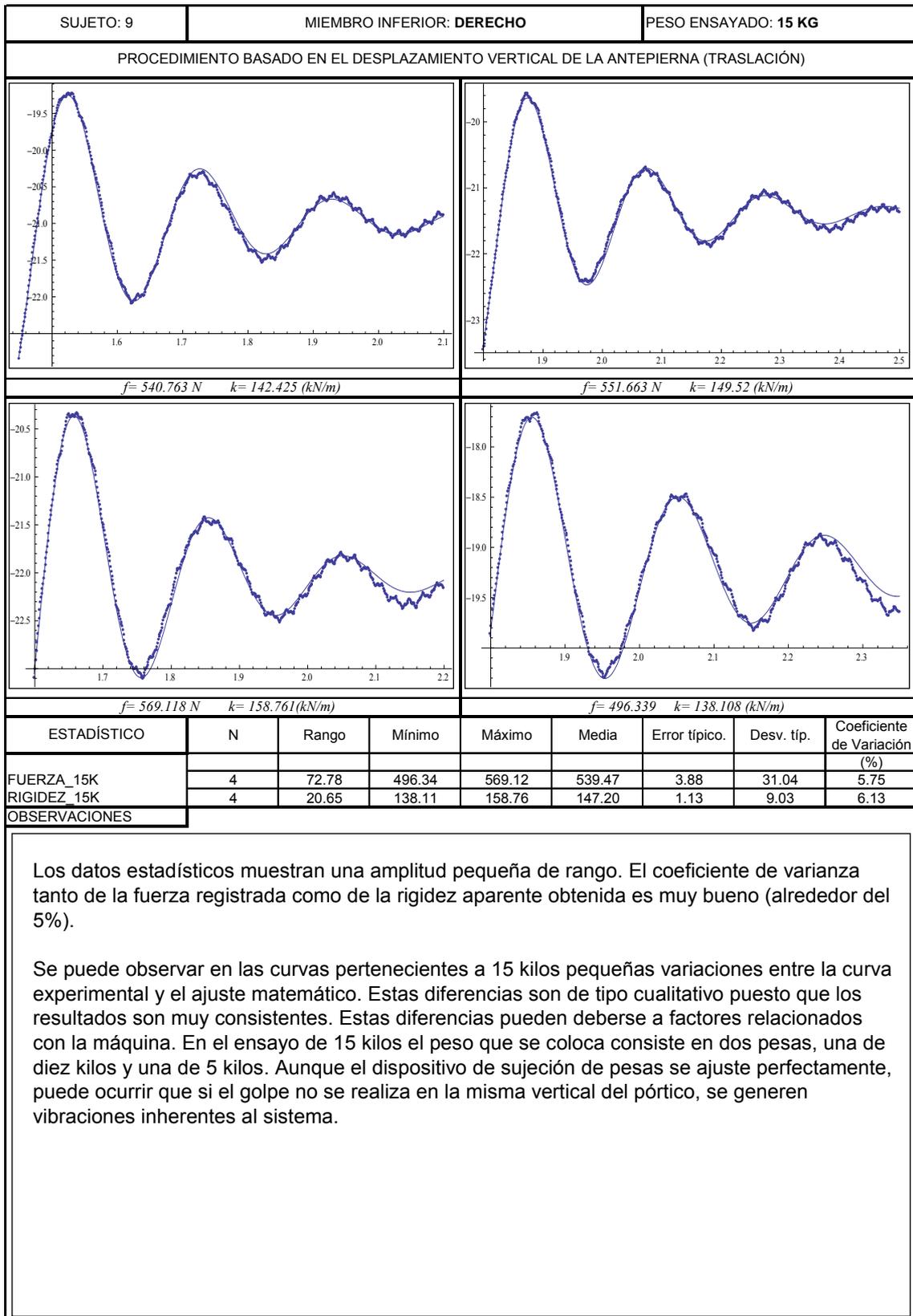
En primer lugar se muestran las fichas 1 a 8, correspondientes a los ensayos con los diferentes pesos.



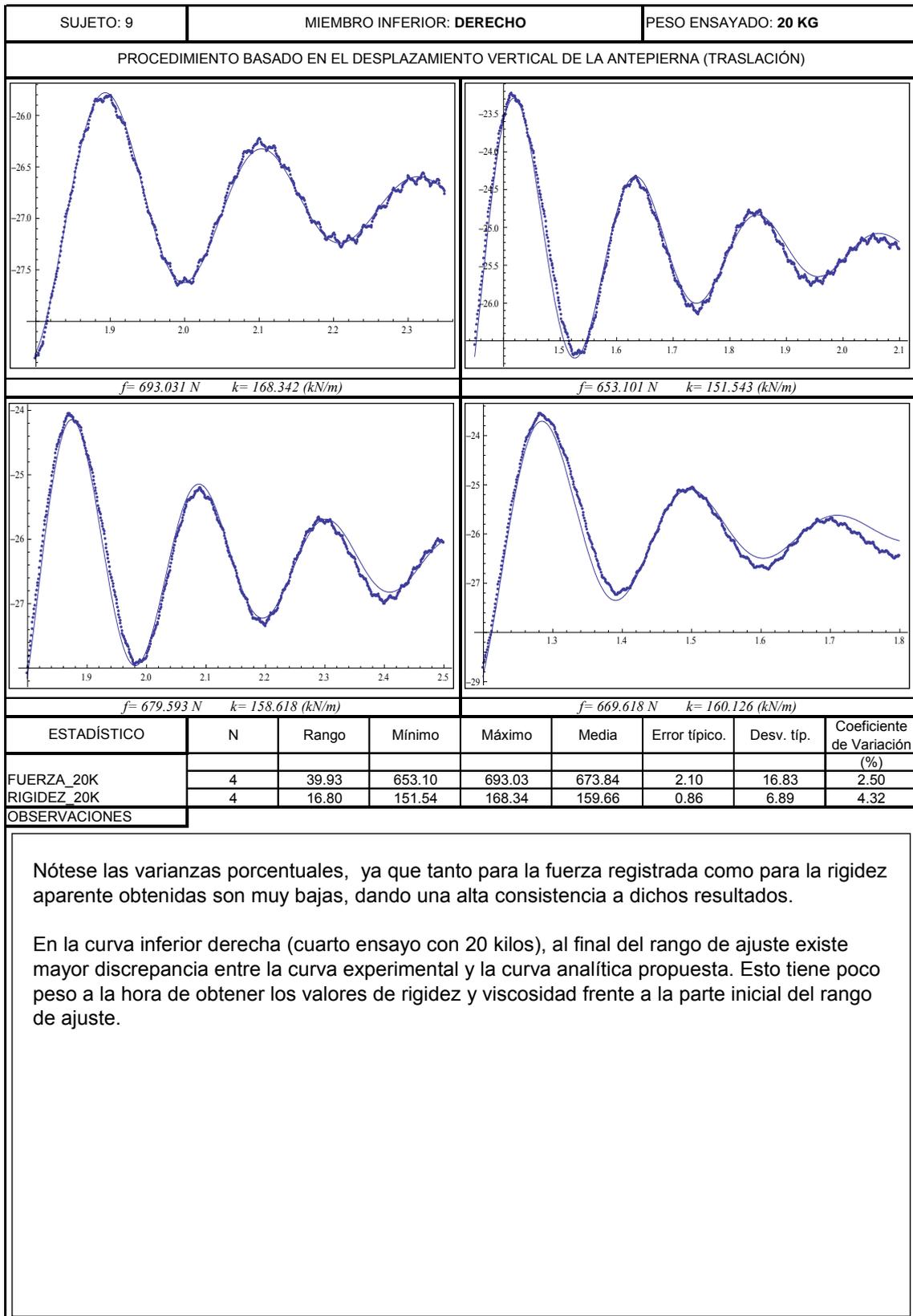
Ficha 1. Ensayos realizados con 5 kilos en el MID (Traslación).



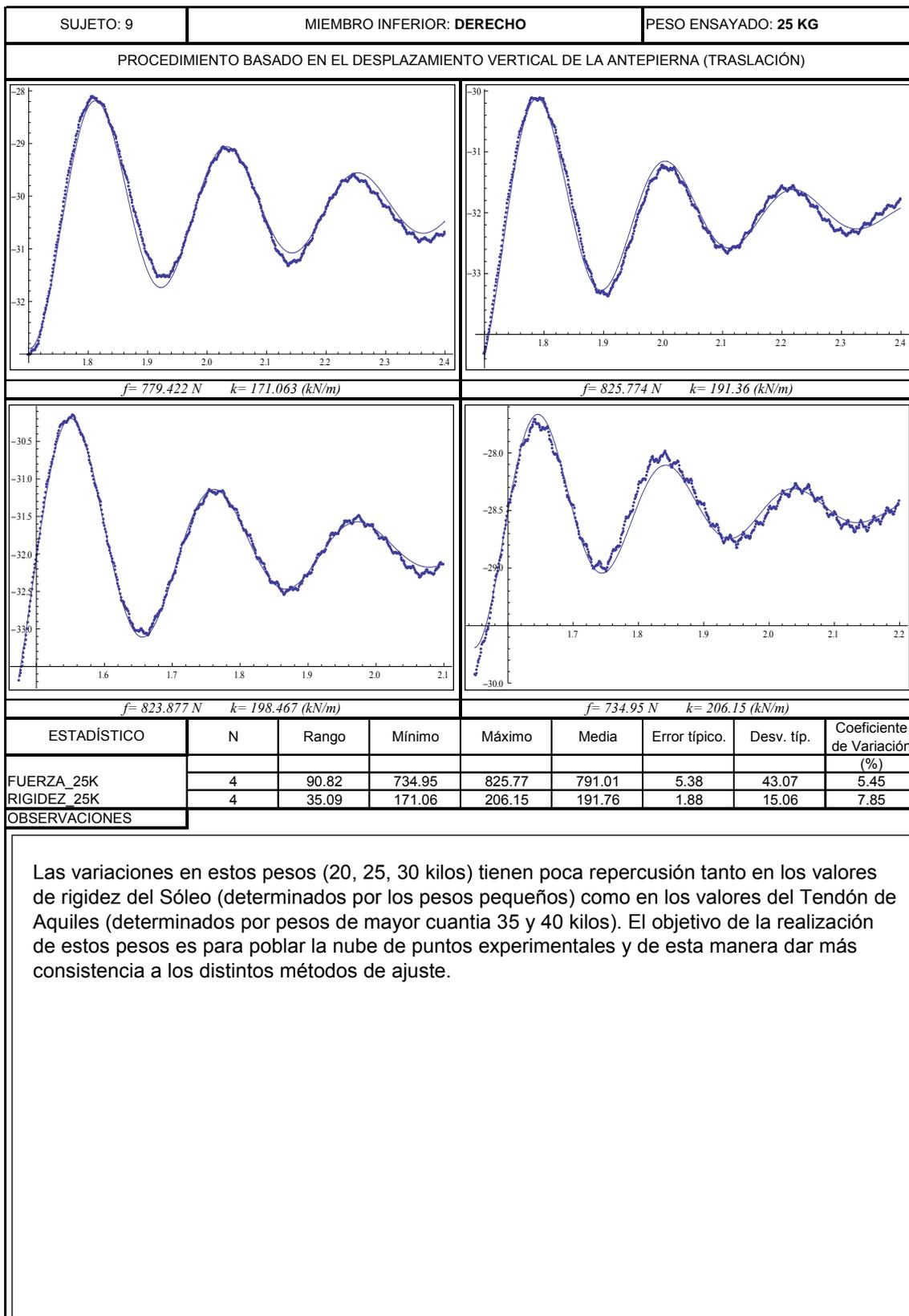
Ficha 2. Ensayos realizados con 10 kilos en el MID (Traslación).



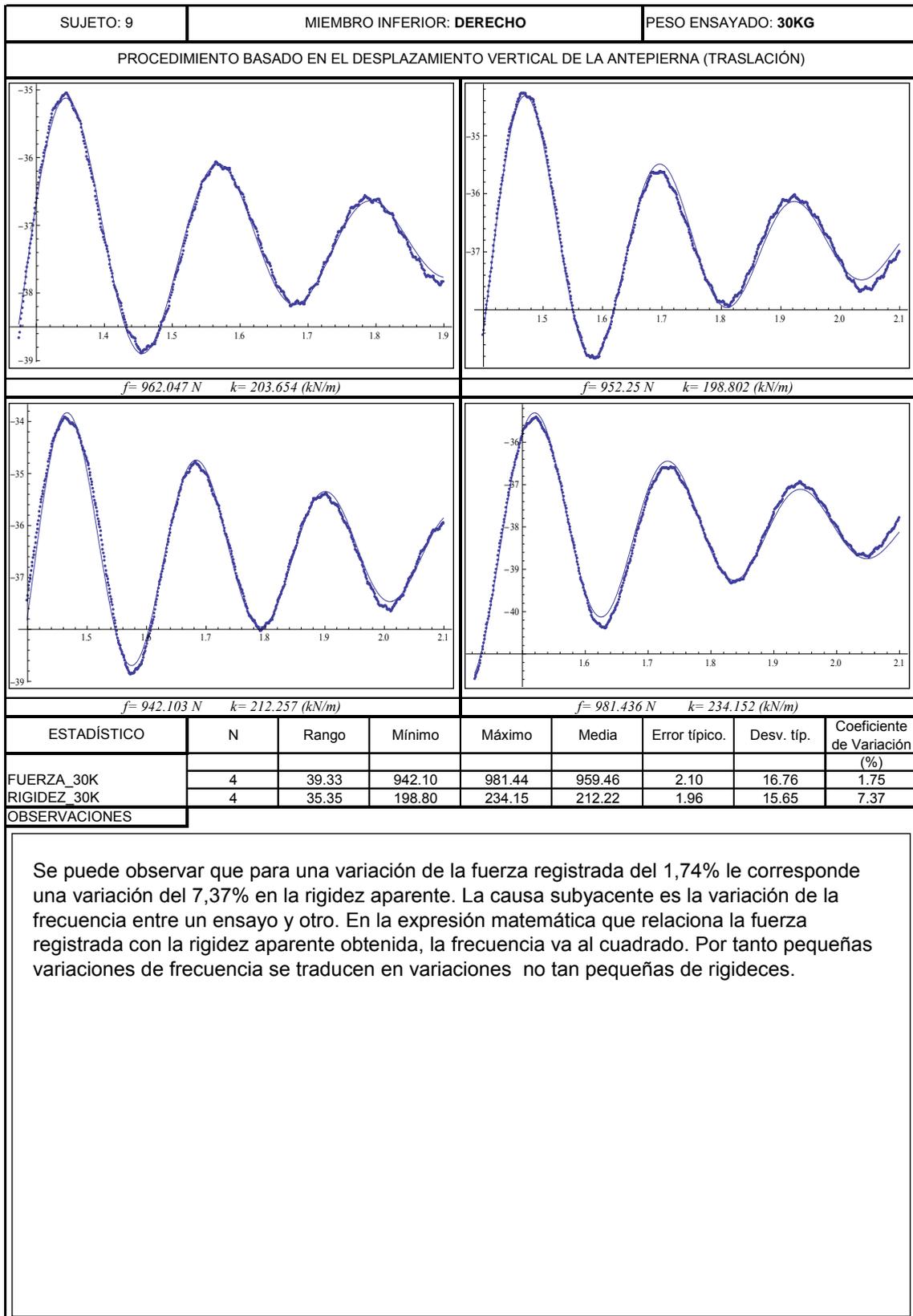
Ficha 3. Ensayos realizados con 15 kilos en el MID (Traslación).



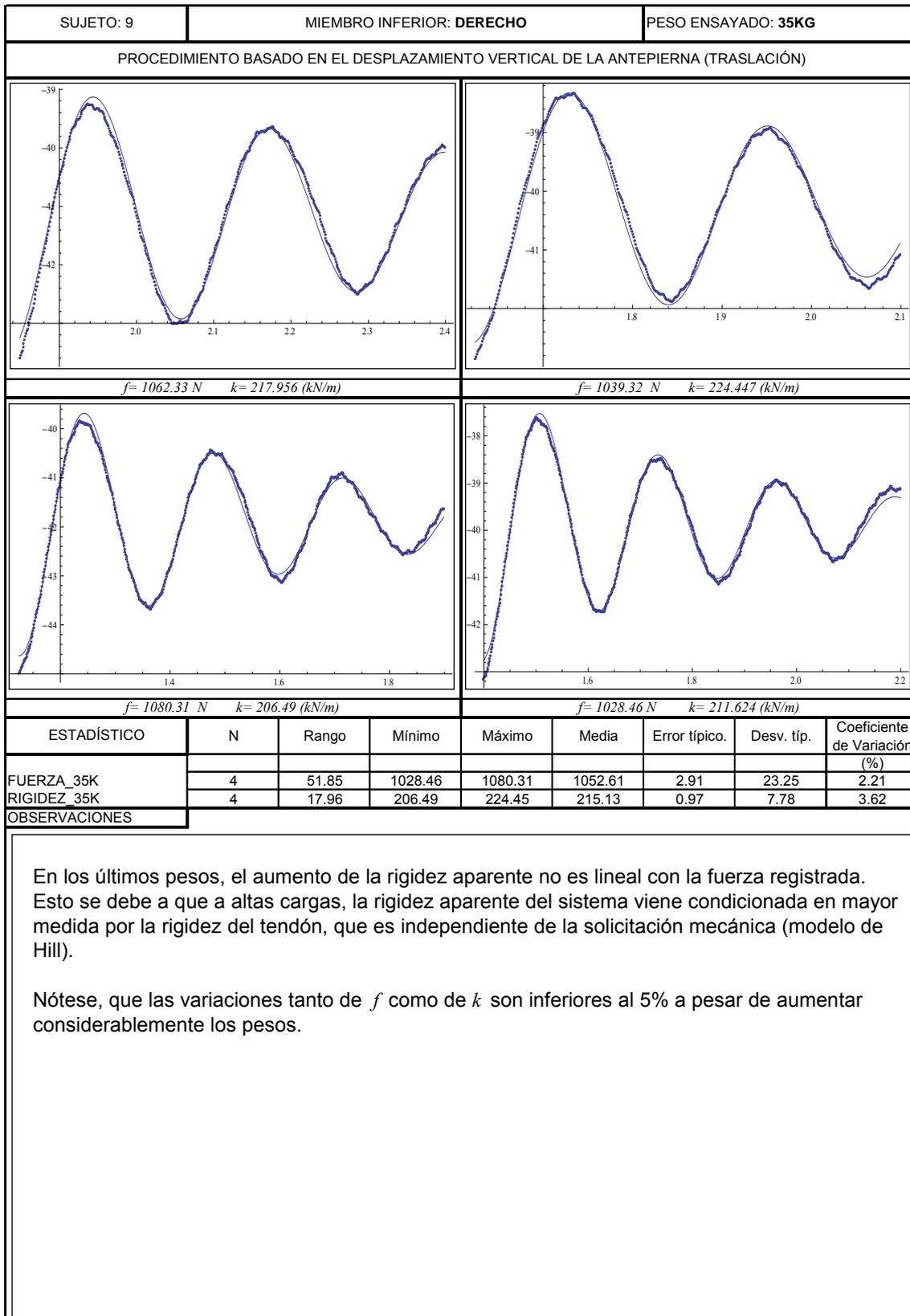
Ficha 4. Ensayos realizados con 20 kilos en el MID (Traslación).



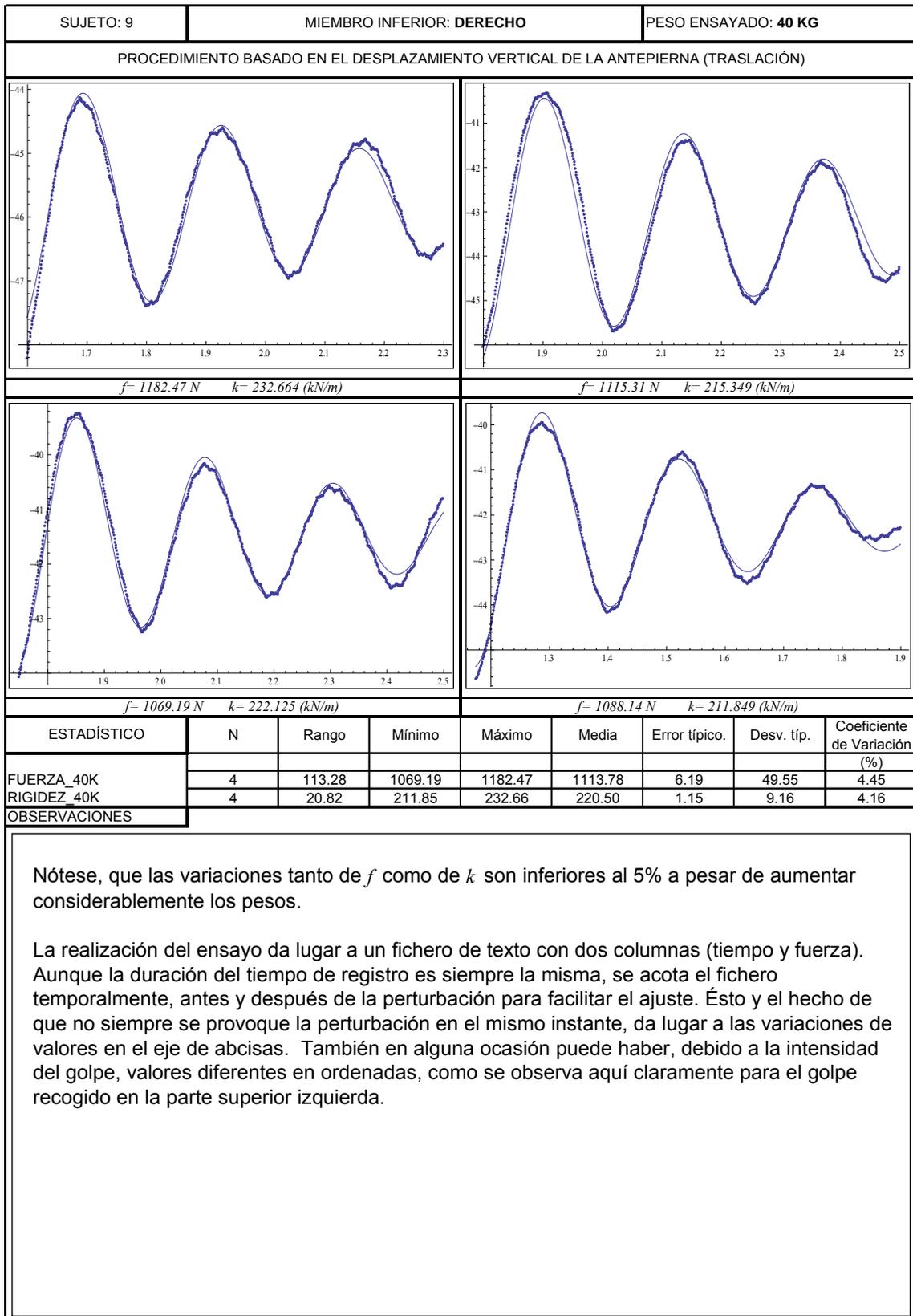
Ficha 5. Ensayos realizados con 25 kilos en el MID (Traslación).



Ficha 6. Ensayos realizados con 30 kilos en el MID (Traslación).



Ficha 7. Ensayos realizados con 35 kilos en el MID (Traslación).



Ficha 8. Ensayos realizados con 40 kilos en el MID (Traslación).

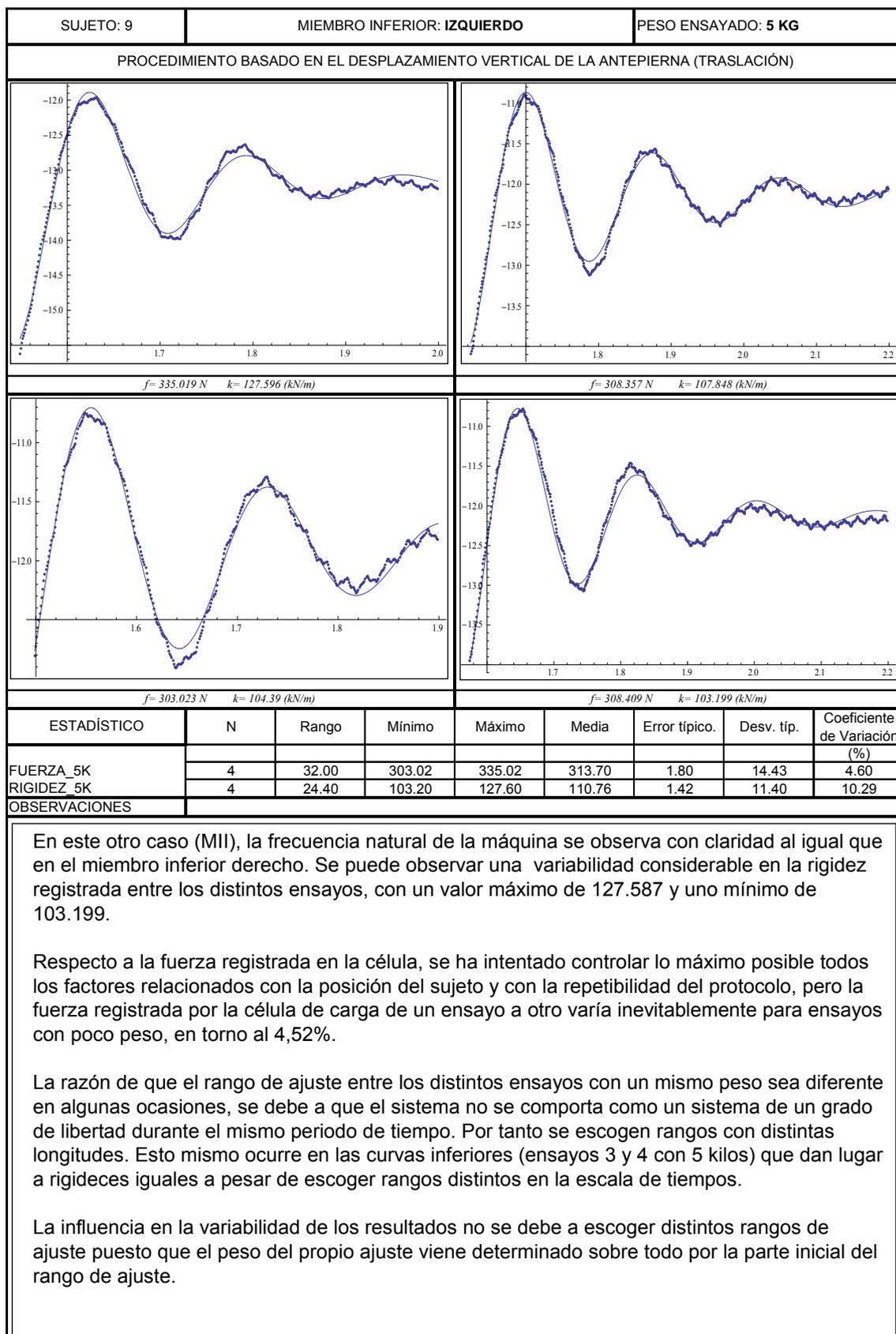
Los datos obtenidos en el miembro inferior derecho se muestran a modo de resumen en la tabla 7.1. En ella se pueden observar los valores medios para cada peso (columna 7), desviaciones típicas (columna 8) y las variaciones porcentuales, coeficiente de variación (última columna). Tanto la fuerza registrada en la célula de carga  $f(t)$  como su correspondiente rigidez aparente ( $k$ ), tienen dispersiones que están en el entorno del 3.9% y del 6.04% respectivamente.

**Tabla 7. 1. Tabla resumen de los resultados para un sujeto de  $f$  y  $k$  aparentes. Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna en el MID.**

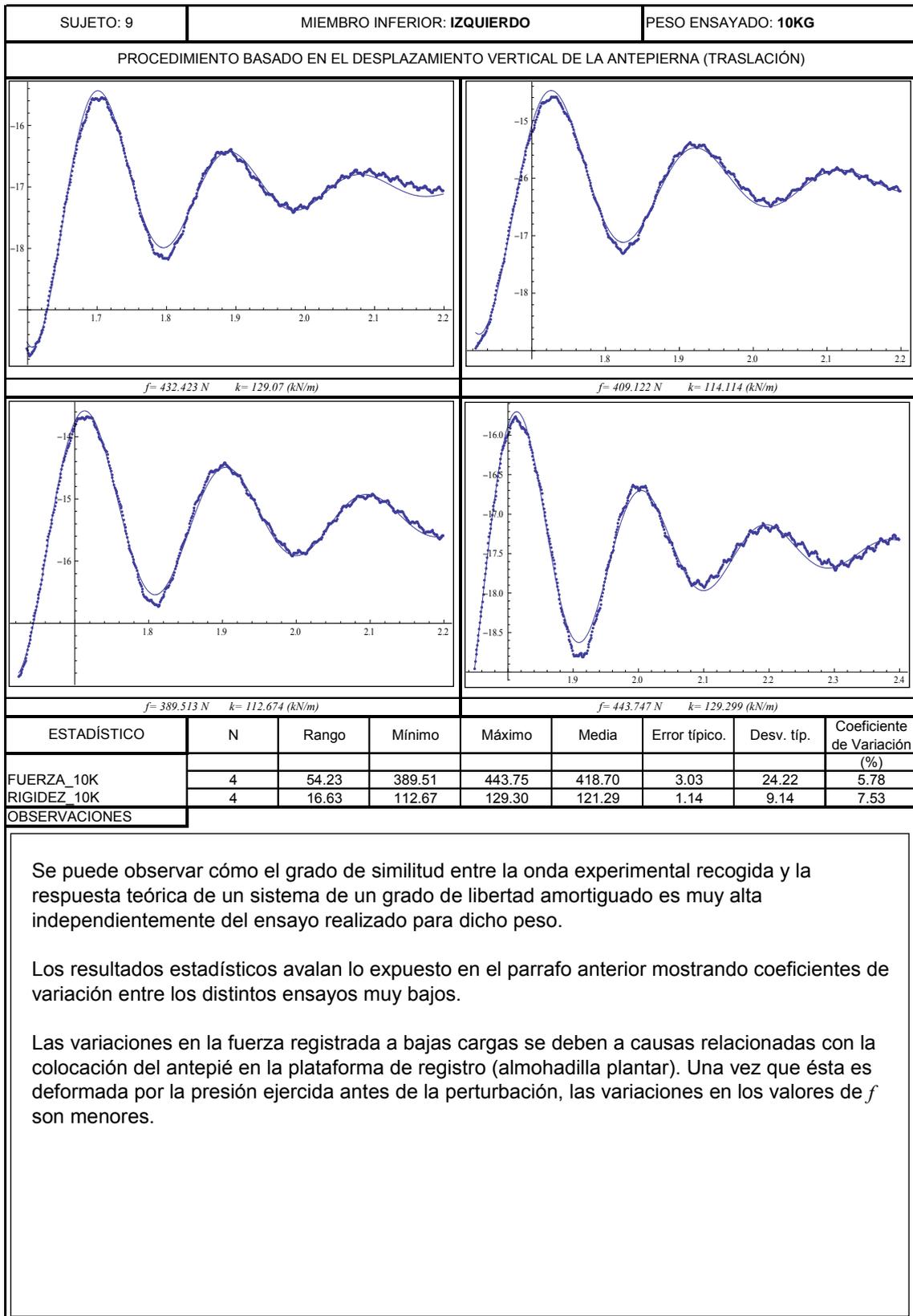
	Nº DE ENSAYO	ENSAYO1	ENSAYO2	ENSAYO3	ENSAYO4	MEDIA	S.D	C.V.
PROCEDIMIENTO: TRASLACIÓN	F 5	301	339	324	332	<b>324</b>	16.6	5.1
	K 5	95	109	104	108	<b>104</b>	6.3	6.0
	F 10	377	419	406	427	<b>407</b>	22.1	5.4
MIEMBRO INFERIOR: DERECHO	K 10	97	113	109	121	<b>110</b>	9.7	8.8
	F 15	541	552	569	496	<b>539</b>	31.0	5.8
	K 15	142	150	159	138	<b>147</b>	9.0	6.1
	F 20	693	653	680	670	<b>674</b>	16.8	2.5
	K 20	168	152	159	160	<b>160</b>	6.9	4.3
	F 25	779	826	824	735	<b>791</b>	43.1	5.4
	K 25	171	191	198	206	<b>192</b>	15.1	7.9
	F 30	962	952	942	981	<b>959</b>	16.8	1.7
	K 30	204	199	212	234	<b>212</b>	15.6	7.4
	F 35	1062	1039	1080	1028	<b>1053</b>	23.2	2.2
	K 35	218	224	206	212	<b>215</b>	7.8	3.6
	F 40	1182	1115	1069	1088	<b>1114</b>	49.6	4.4
	K 40	233	215	222	212	<b>220</b>	9.2	4.2

### 7.2.1.2 Miembro inferior izquierdo

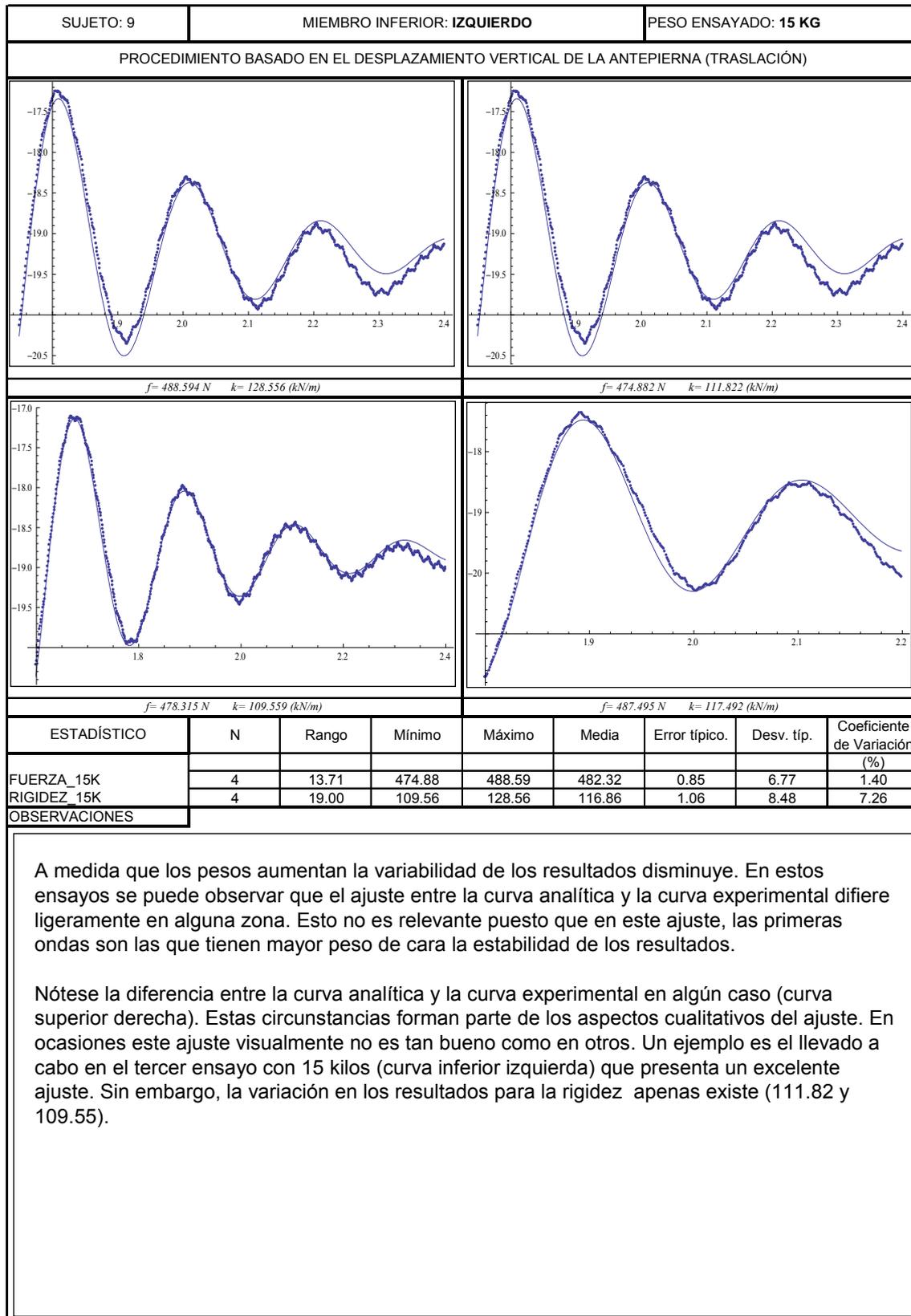
En primer lugar se muestran las fichas, 9 a 16, correspondientes a los ensayos.



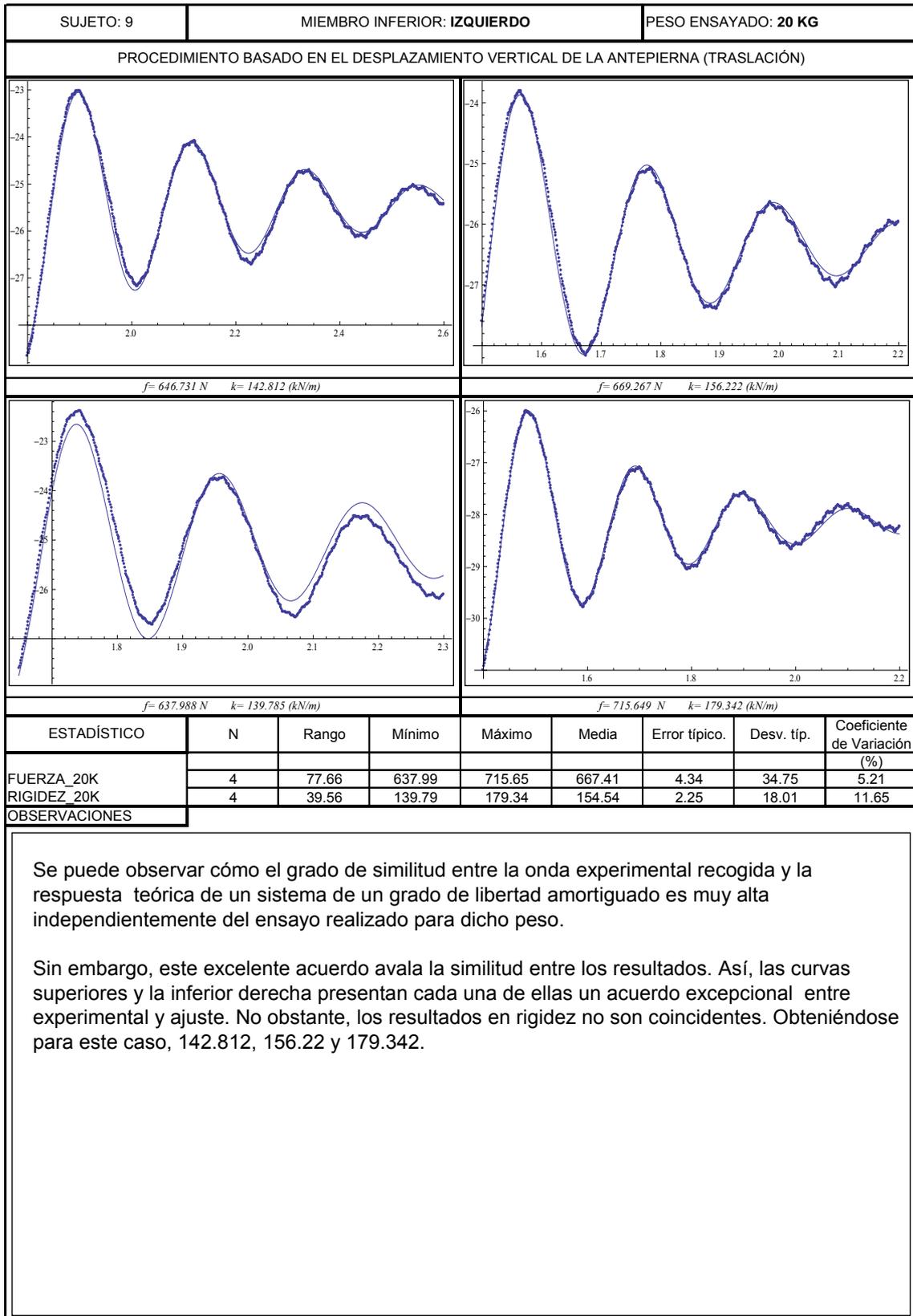
Ficha 9. Ensayos realizados con 5 kilos en el MII (Traslación).



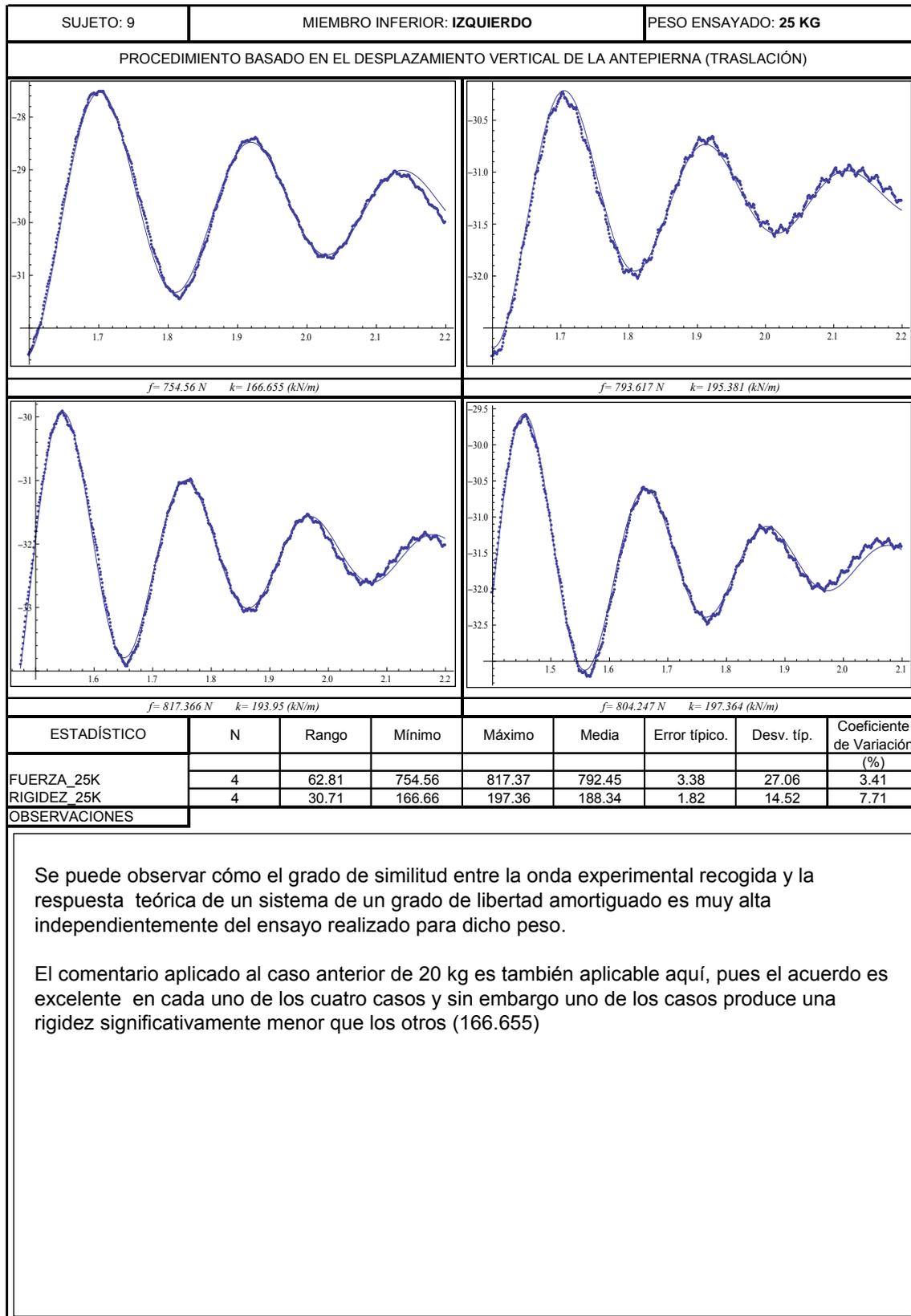
Ficha 10. Ensayos realizados con 10 kilos en el MII (Traslación).



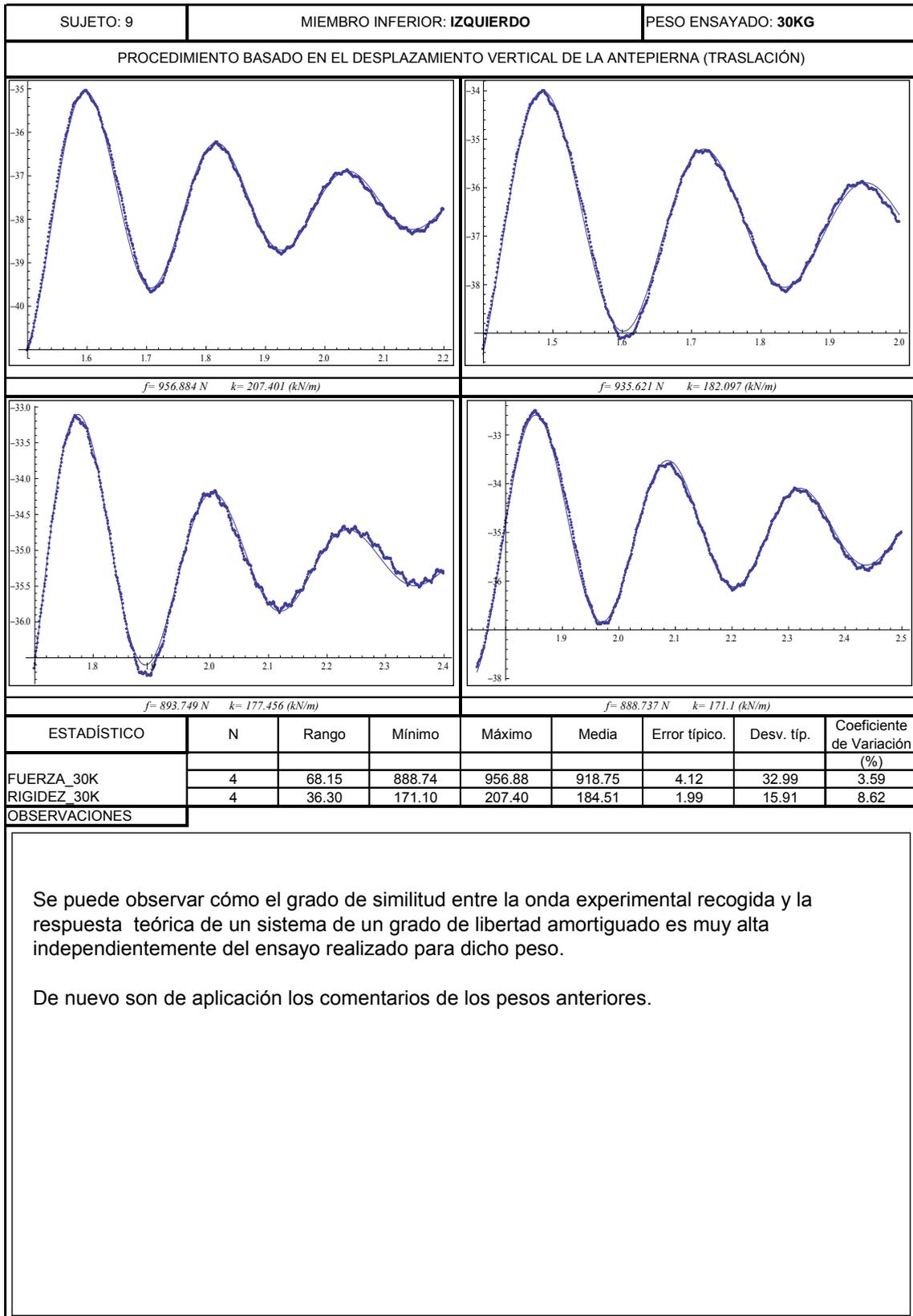
Ficha 11. Ensayos realizados con 15 kilos en el MII (Traslación).



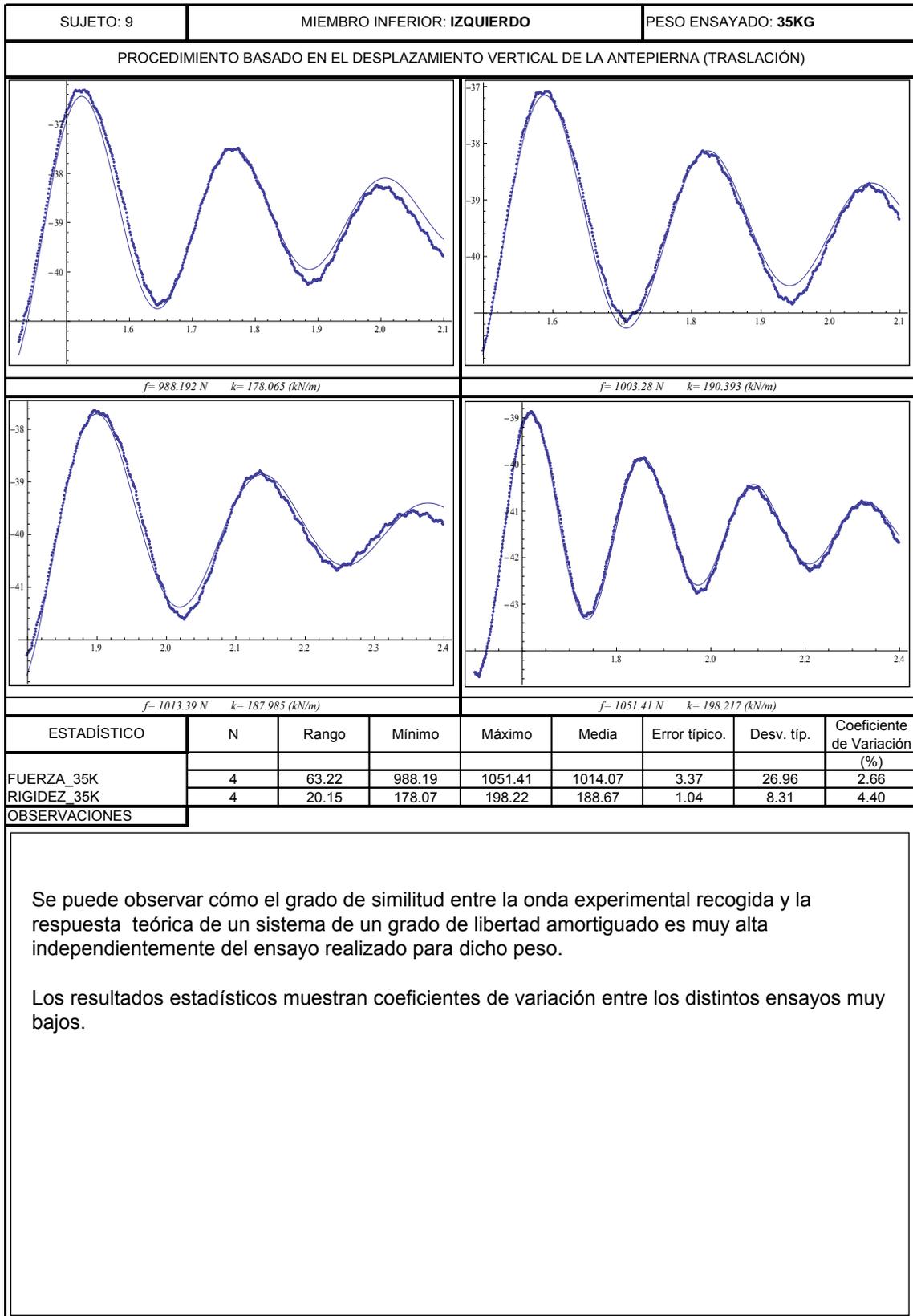
Ficha 12. Ensayos realizados con 20 kilos en el MII (Traslación).



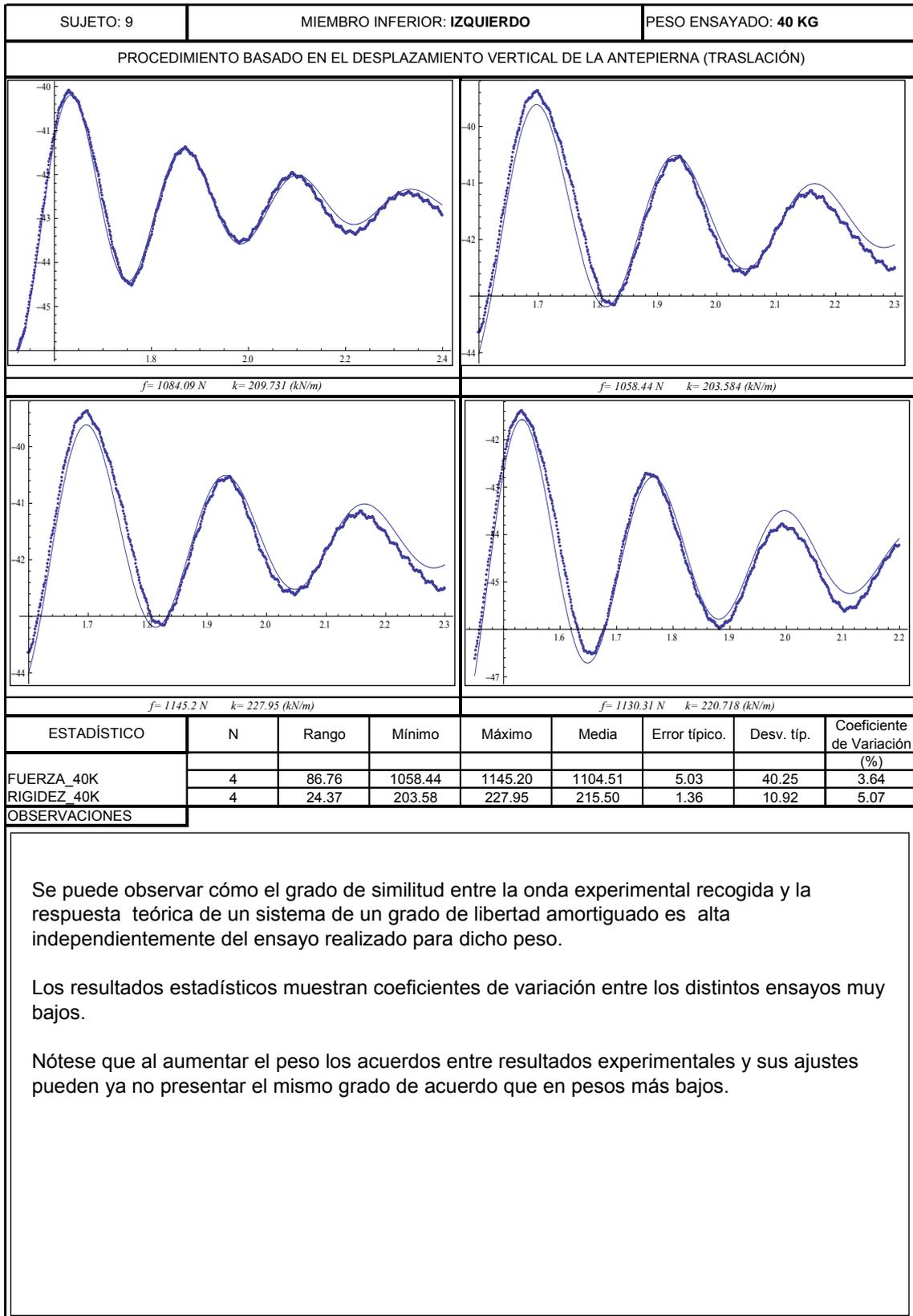
Ficha 13. Ensayos realizados con 25 kilos en el MII (Traslación).



Ficha 14. Ensayos realizados con 30 kilos en el MII (Traslación).



Ficha 15. Ensayos realizados con 35 kilos en el MII (Traslación).



Ficha 16. Ensayos realizados con 40 kilos en el MII (Traslación).

Los datos obtenidos en el miembro inferior izquierdo se muestran a modo de resumen en la tabla 7.2. En ella se pueden observar los valores medios para cada peso (columna 7), desviaciones típicas (columna 8) y las variaciones porcentuales, coeficiente de variación (última columna). Tanto la fuerza registrada en la célula de carga  $f(t)$  como su correspondiente rigidez aparente ( $k$ ) tienen dispersiones que están en el entorno del 3.67% y del 7.47% respectivamente.

**Tabla 7. 2. Tabla resumen de los resultados para un sujeto de  $f$  y  $k$  aparentes. Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna en el MII.**

	Nº DE ENSAYO	ENSAYO1	ENSAYO2	ENSAYO3	ENSAYO4	MEDIA	S.D.	C.V.
PROCEDIMIENTO: TRASLACIÓN	F 5	335	308	303	308	<b>314</b>	14.4	4.6
	K 5	128	108	104	103	<b>111</b>	11.4	10.3
MIEMBRO INFERIOR: IZQUIERDO	F 10	432	409	390	444	<b>419</b>	24.2	5.8
	K 10	129	114	113	129	<b>121</b>	9.1	7.5
	F 15	489	475	478	487	<b>482</b>	6.8	1.4
	K 15	129	112	110	117	<b>117</b>	8.5	7.3
	F 20	647	669	638	716	<b>667</b>	34.8	5.2
	K 20	143	156	140	179	<b>155</b>	18.0	11.7
	F 25	755	794	817	804	<b>792</b>	27.1	3.4
	K 25	167	195	194	197	<b>188</b>	14.5	7.7
	F 30	957	936	894	889	<b>919</b>	33.0	3.6
	K 30	207	182	177	171	<b>185</b>	15.9	8.6
	F 35	988	1003	1013	1051	<b>1014</b>	27.0	2.7
	K 35	178	190	188	198	<b>189</b>	8.3	4.4
	F 40	1084	1058	1145	1130	<b>1105</b>	40.3	3.6
	K 40	210	204	228	221	<b>215</b>	10.9	5.1

### 7.2.2 Aplicación de procedimientos de separación de las rigideces de Sóleo y AT

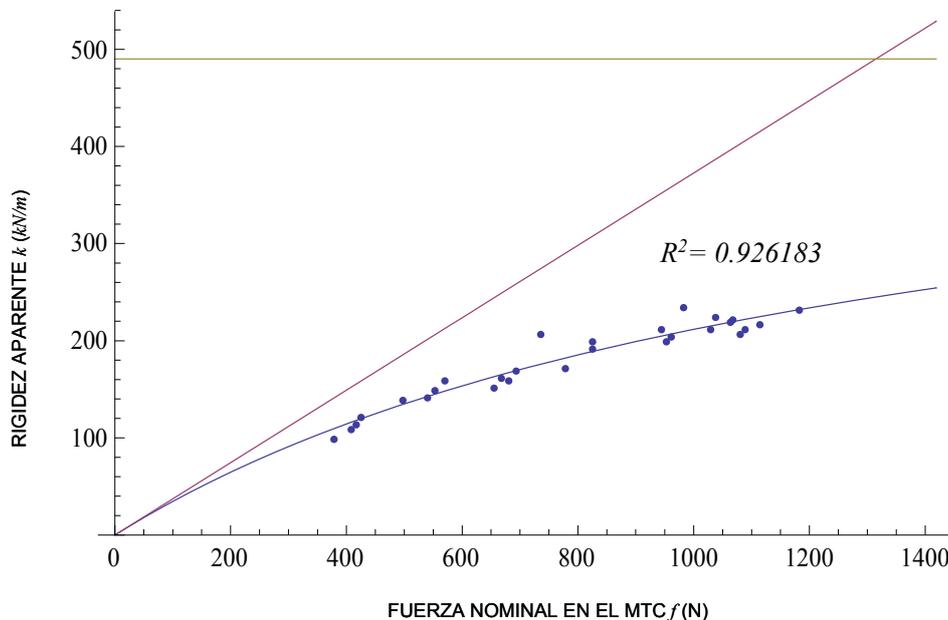
En este apartado se pretende encontrar, aplicando el modelo de Hill, los valores aislados de las rigideces del Sóleo y del AT. En el caso del tendón se trata de un valor único independiente de la carga,  $k_t$ , y en el caso del Sóleo la rigidez es función de la fuerza que se aplica y lo que se pretende encontrar es la pendiente de la respuesta del músculo en función de la carga,  $k_{ss}$ .

Como se ha puesto de manifiesto en el capítulo anterior existen cinco métodos de ajuste. En este capítulo aún se van a considerar todos ellos: mínimos cuadrados en un enfoque de rigidez (MCRIG), y bajo el enfoque de flexibilidades, mínimos cuadrados (MCFLEX), mínimos cuadrados truncados (MCFLEXTRUN), mínima distancia (MINDIN) y el procedimiento de Tukey (TUKEY).

### 7.2.2.1 Miembro inferior derecho

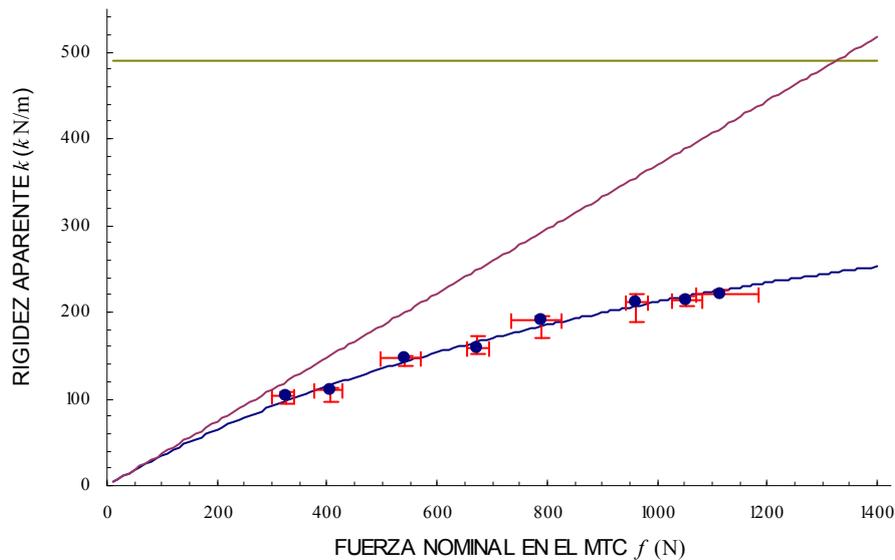
En primer lugar se muestra en la figura 7.1 la nube de puntos correspondientes a todos los ensayos y el ajuste a dicha nube realizado por mínimos cuadrados (determinada por la ecuación 6.7 del apartado 6.3, con un enfoque directo en los valores de rigideces (MCRIG). En el eje horizontal se muestra en Newtons la fuerza  $f$  nominal que hay en el MTC (obtenida de la medida registrada) y en el eje vertical se muestra el valor de la rigidez aparente  $k$  obtenido del ajuste de la señal almacenada.

El valor de la asíntota horizontal de la curva ajustada corresponde al valor de la rigidez del tendón,  $k_t$ . El valor de la pendiente en el origen de la curva interpolada corresponde al valor de la rigidez unitaria del Sóleo,  $k_{ss}$ .



**Figura 7. 1. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces (MCRIG) en el MID (Traslación). La asíntota representa la rigidez constante del AT ( $k_t$ ). La pendiente de la recta oblicua representa la rigidez unitaria del Sóleo.**

Para dar una idea más precisa de los rangos de variación de las rigideces y de las fuerzas a que corresponden, se han calculado los valores medios de las rigideces y de las fuerzas correspondientes a cada valor nominal de la masa  $M$  aplicada (5, 10, 15, ..., 35, 40 Kgs). Dichos valores medios junto con el intervalo de dispersión que aparece tanto en el eje horizontal como en el vertical se representan en la figura 7.2.

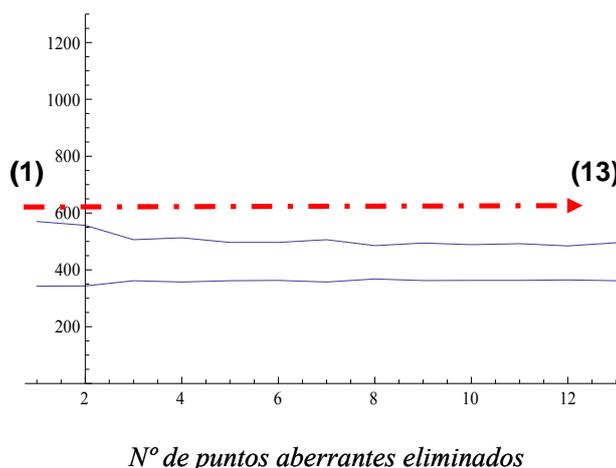


**Figura 7. 2. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces (MCRIG) en el MID (Traslación).** Cada punto representa el valor medio de cada peso. Las dispersiones en el eje horizontal representan el rango de valores para la  $f$  nominal, y en el eje  $y$  representan las dispersiones de valores de rigideces aparentes.

Puede apreciarse que, contrariamente a lo que pudiera pensarse, la dispersión es mayor en el eje horizontal, la fuerza en el tendón derivada de la aplicación de la misma masa  $M$ , que en el eje vertical, la rigidez asociada a cada sollicitación, función de la masa  $M$ .

A continuación se muestran los resultados basados en el enfoque de flexibilidades. En primer lugar, figura 7.3, se muestran los resultados correspondientes a un enfoque en flexibilidades por mínimos cuadrados (MCFLEX) y por mínimos cuadrados truncados (MCFLEXTRUN). La primera fila corresponde a la inclusión de todos los puntos en el ajuste (MCFLEX) y las filas siguientes corresponden a la estimación de  $k_t$  y  $k_{ss}$  asociados a la eliminación del punto más aberrante, tal y como se explicó en el capítulo 6. La última fila representa pues los valores asociados al procedimiento MCFLEXTRUN. En la misma figura se muestra también gráficamente la evolución de estos valores, para una visualización más inmediata.

	$k_t$	$k_{ss}$
(1)	569.844	342.455
2	556.269	343.307
3	506.291	361.854
4	512.832	357.444
5	496.161	361.519
6	496.749	362.738
7	506.344	357.614
8	485.21	367.757
9	494.272	362.176
10	488.685	362.742
11	491.802	362.911
12	484.248	364.695
(13)	495.148	361.597
Media	506.45	359.14
S.D	26.60	7.68
C.V.	5.25	2.14

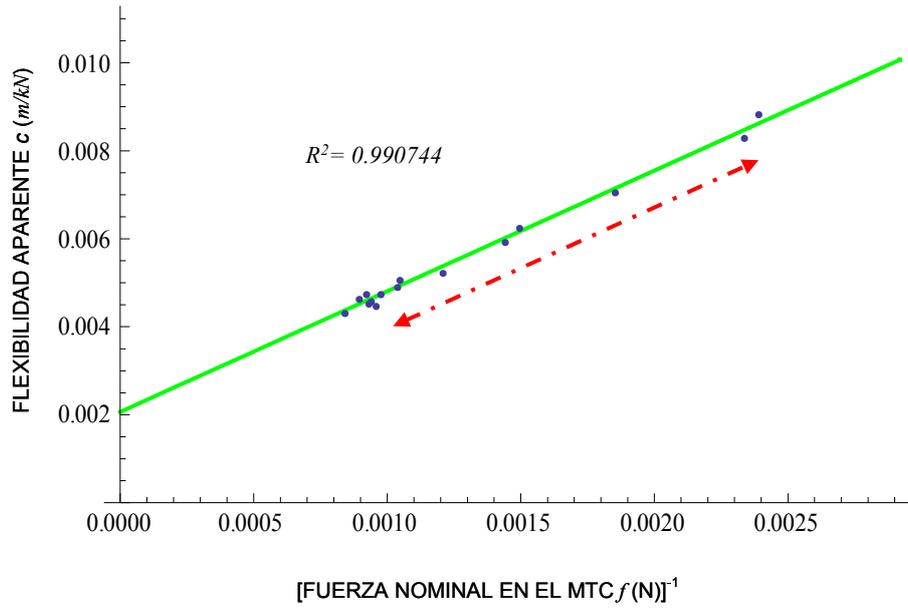


**Figura 7. 3. Métodos de Mínimos cuadrados y Mínimos cuadrados truncados para el MID (Traslación).** A la izquierda de la figura, la evolución de los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  eliminando sucesivamente los puntos aberrantes. A la derecha de la figura, la representación gráfica de la evolución de estos valores. La fila 1 (1) representa los valores por el método MCFLEX y la fila 13 (13) representa los valores de rigideces por el método MCFLEXTRUN.

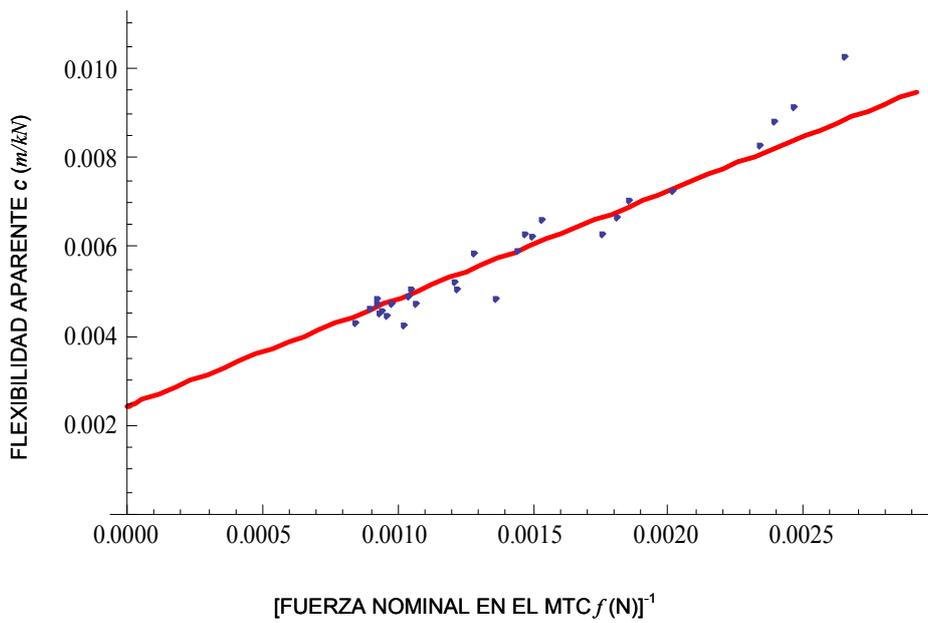
Puede observarse cómo en este caso particular, los valores de las rigideces se mantienen casi constantes durante todo el procedimiento de truncamiento que se sigue, lo que no siempre sucede. Lo que sí es cierto es que en la práctica totalidad de los casos se obtiene una muy significativa estabilización de los valores, tras varias iteraciones de eliminación de puntos aberrantes.

A continuación, figura 7.4, se muestra la interpolación de los puntos que sobreviven al procedimiento de eliminación (método MCFLEXTRUN). Al tratarse de un enfoque en flexibilidades la aproximación es una recta, que como se ve en este caso, representa muy bien la nube de puntos.

Las figuras 7.5 y 7.6 representan lo mismo que la 7.4, pero usando ahora los enfoques de mínima distancia (MINDIN) y Tukey (TUKEY), respectivamente.



**Figura 7. 4.** Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de mínimos cuadrados truncados (MCFLEXTRUN) una vez eliminados la mitad menos uno de los puntos en el MID (Traslación).



**Figura 7. 5.** Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de mínima distancia (MINDIN) para el MID (Traslación).

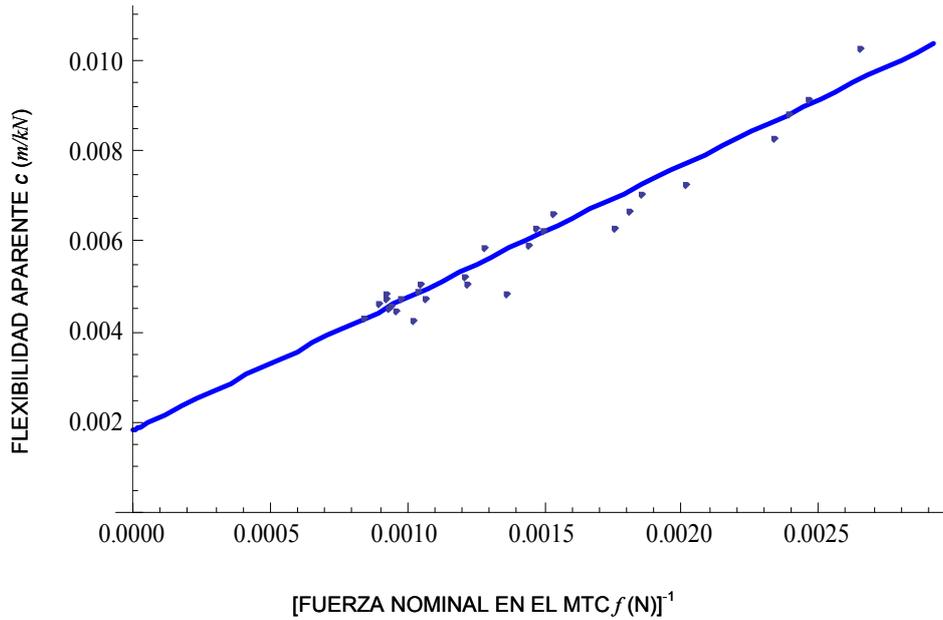


Figura 7. 6. Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de Tukey (TUKEY) para el MID (Traslación).

Finalmente, para dar una idea global de los métodos empleados en el enfoque de flexibilidades, se muestran todos los resultados (4 rectas), en la figura 7.7 y sus correspondientes valores en la tabla 7.3, donde a título indicativo se incluyen los coeficientes de regresión ( $R^2$ ) para el método MCRIG.

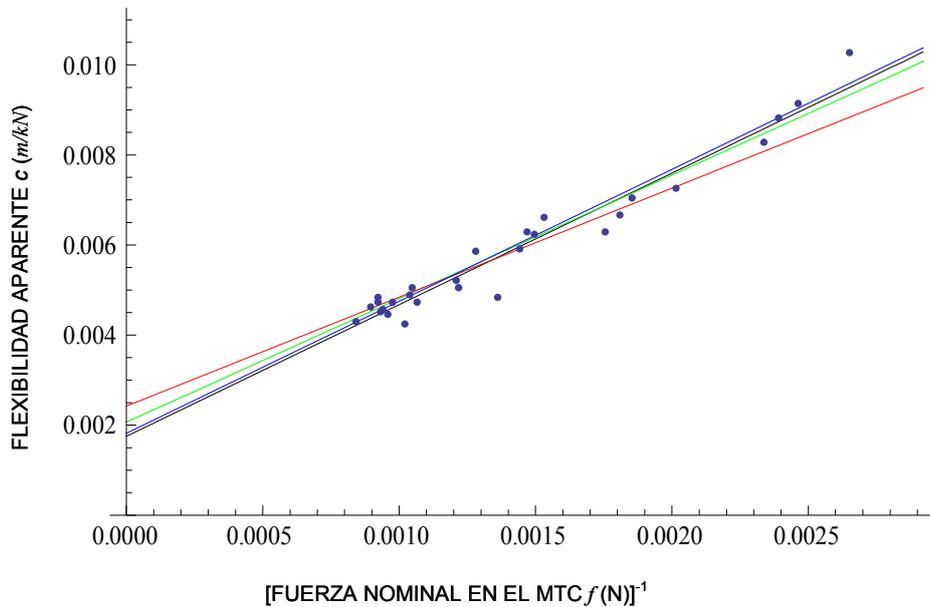


Figura 7. 7. Resultados de todos los métodos de ajustes basados en flexibilidades para el MID (Traslación). Rojo=TUKEY; Verde=MCFLEXTRUN; Negro=MCFLEX y Azul= MINDIN.

**Tabla 7. 3. Resultados obtenidos a partir de los distintos métodos de ajuste para el MID (Traslación).**

	$k_t$ (kN/m)	$k_{ss}$ (m <sup>-1</sup> )
	4 Perturbaciones	4 Perturbaciones
MCRIG	490	373
MCFLEX	570	342
MCFLEXRUN	495	362
MINDIN	549	341
TUKEY	413	413
R <sup>2</sup> (MCRIG)	0.93	0.93

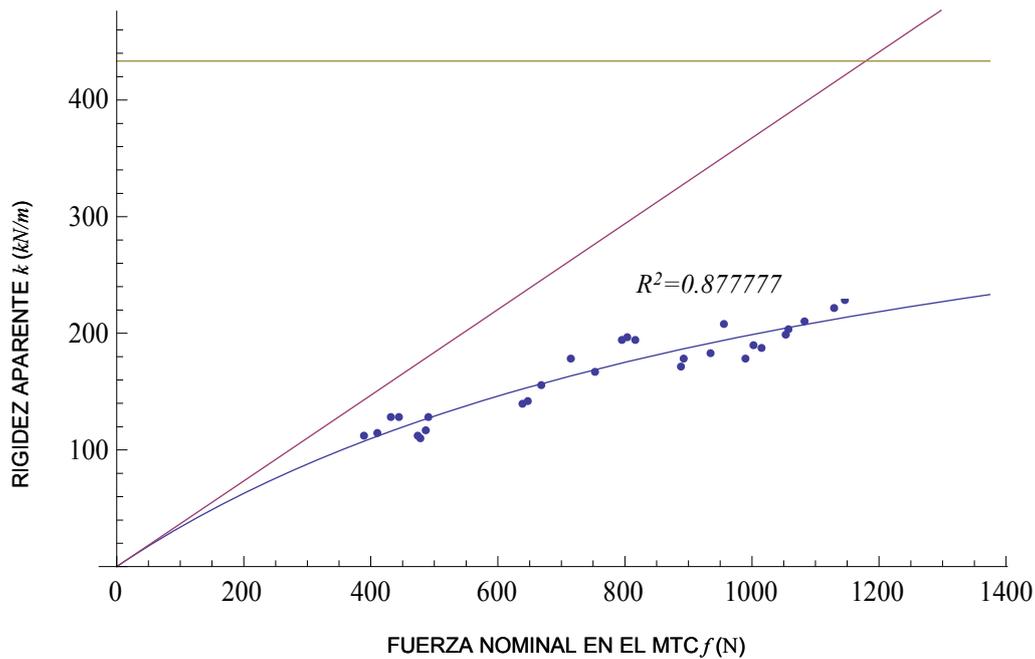
Puede observarse en este caso (tanto en la figura 7.7 como en la tabla 7.3), lo que será una constante en todos los demás, cómo el valor de Tukey es bastante diferente a los demás, que a su vez están muy cercanos unos de otros.

#### 7.2.2.2 Miembro inferior izquierdo

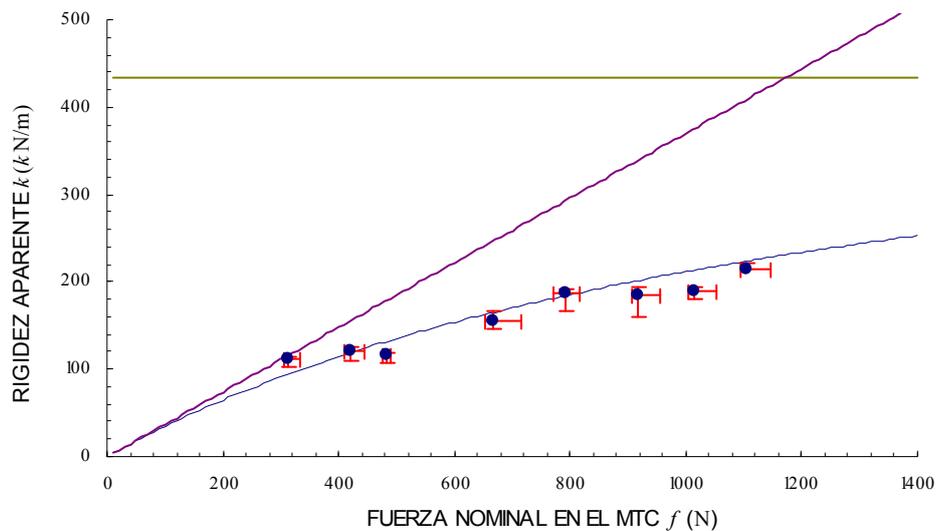
En primer lugar se muestra la nube de puntos correspondiente a todos los ensayos y el ajuste a dicha nube realizado por mínimos cuadrados con un enfoque directo en los valores de rigideces (MCRIG), figura 7.8. En el eje horizontal se muestra de nuevo la fuerza  $f$  nominal en Newtons que hay en el MTC (obtenida de la medida registrada) y en el eje vertical se muestra el valor de la rigidez aparente  $k$  obtenido del ajuste de la señal almacenada en  $kN/m$ .

Al igual que para el MID, el valor de la asíntota horizontal de la curva interpolada corresponde al valor de la rigidez del tendón,  $k_t$ , y el valor de la pendiente de la curva interpolada corresponde al valor de la rigidez unitaria del Sólido,  $k_{ss}$ .

Para dar una idea más precisa de los rangos de variación de las rigideces y de las fuerzas a que corresponden, se han calculado los valores medios de las rigideces y de las fuerzas correspondientes a cada valor nominal de la masa  $M$  aplicada (5, 10, 15, ..., 35, 40 Kgs). Dichos valores medios junto con el intervalo de dispersión que aparece tanto en el eje horizontal como en el vertical se representan en la figura 7.9.



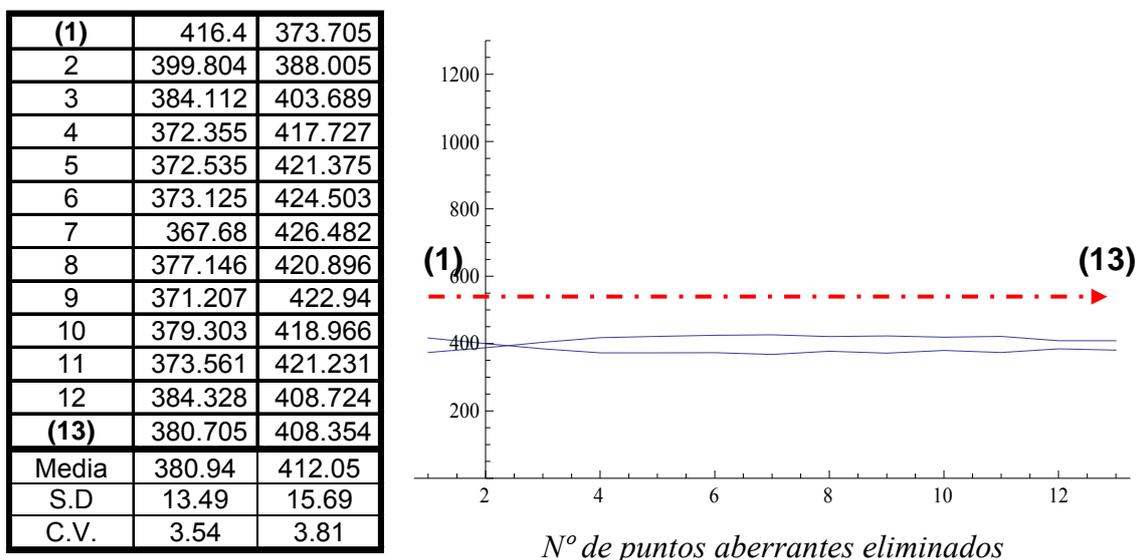
**Figura 7. 8. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces (MCRIG) en el MII (Traslación). La asíntota representa la rigidez constante del Tendón de Aquiles ( $k_t$ ). La pendiente de la recta oblicua representa la rigidez unitaria del Sóleo ( $k_{ss}$ ).**



**Figura 7. 9. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces en el MII (Traslación). Cada punto representa el valor medio de cada peso. Las dispersiones en el eje horizontal representan el rango de valores para la  $f$  nominal y en el eje vertical, representan las dispersiones de valores de rigideces aparente  $k$ .**

A continuación se muestran los resultados basados en el enfoque de flexibilidades. En primer lugar, figura 7.10, se muestran los resultados correspondientes a los métodos MCFLEX y MCFLEXTRUN. La primera fila corresponde a la inclusión de todos los puntos en el ajuste (MCFLEX) y las filas siguientes corresponden a la

estimación de  $k_t$  y  $k_{ss}$  asociados a la eliminación del punto más aberrante, tal y como se explicó en el capítulo 6. La última fila representa pues los valores asociados al procedimiento MCFLEXTRUN. En la misma figura se muestra también gráficamente la evolución de estos valores, para una visualización más inmediata.



**Figura 7. 10. Métodos de Mínimos cuadrados y Mínimos cuadrados truncados para el MII (Traslación).** A la izquierda de la figura, la evolución de los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  eliminando sucesivamente los puntos aberrantes. A la derecha de la figura, la representación gráfica de la evolución de estos valores. La fila 1 (1) representa los valores por el método MCFLEX y la fila 13 (13) representa los valores de rigideces por el método MCFLEXTRUN.

De manera similar a como sucedía en el MID, también para el MII puede observarse cómo los valores de las rigideces se mantienen casi constantes durante todo el procedimiento de truncamiento que se sigue.

A continuación, se muestra la interpolación de los puntos que sobreviven al procedimiento de eliminación (método MCFLEXTRUN), figura 7.11. Al igual que en el MID, también ahora para el MII la recta representa muy bien la nube de puntos.

Las figuras 7.12 y 7.13 representan lo mismo que la 7.11, pero usando ahora los enfoques de mínima distancia (MINDIN) y Tukey (TUKEY), respectivamente.

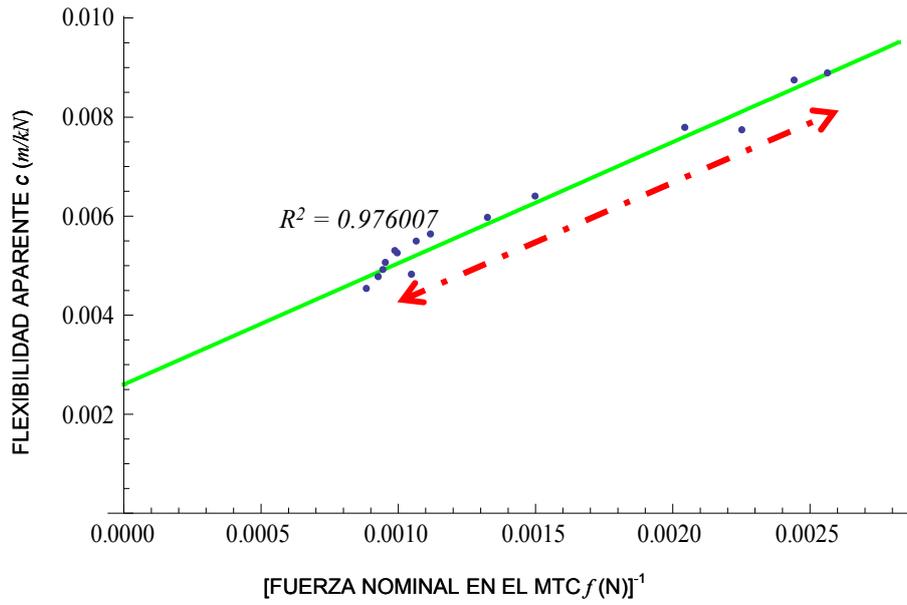


Figura 7. 11. Nube experimental resultante de la aplicación del método de mínimos cuadrados truncados para el MII (Traslación).

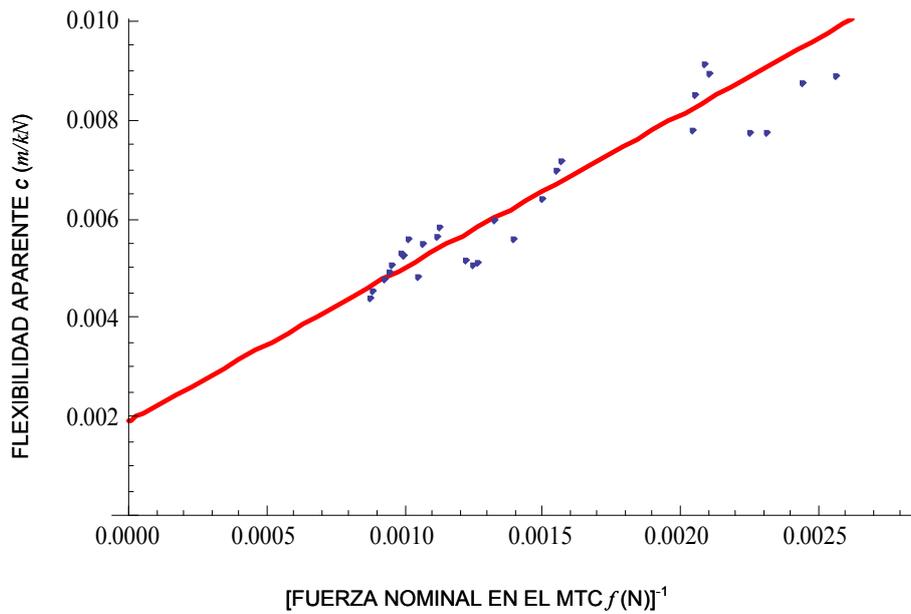
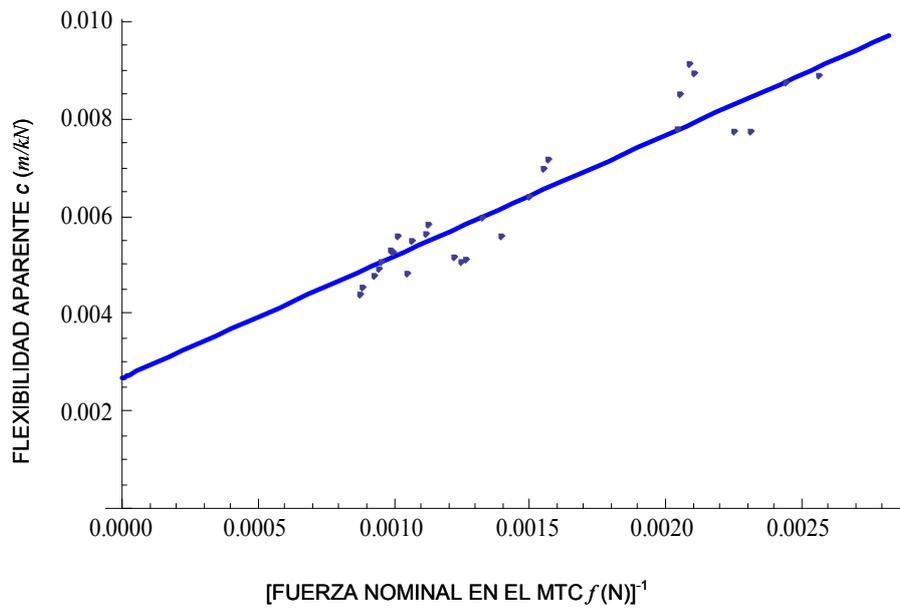
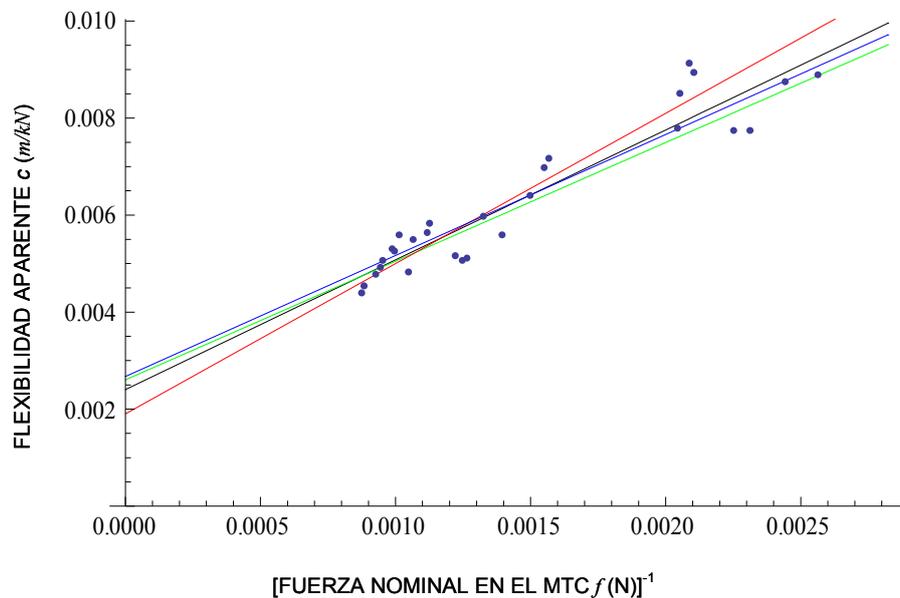


Figura 7. 12. Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de mínima distancia (MINDIN) para el MII (Traslación).



**Figura 7. 13. Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de Tukey (TUKEY) para el MII (Traslación).**

Finalmente, para dar una idea global de los métodos empleados en el enfoque de flexibilidades, se muestran todos los resultados (4 rectas) en la figura 7.14 y sus correspondientes valores en la tabla 7.4.



**Figura 7. 14. Resultados de todos los métodos de ajustes basados en flexibilidades para el MII (Traslación). Rojo=TUKEY; Verde=MCFLEXTRUN; Negro=MCFLEX y Azul= MINDIN**

**Tabla 7. 4. Resultados obtenidos a partir de los distintos métodos de ajuste para el MII (Traslación).**

	$k_t$ (kN/m)	$k_{ss}$ ( $m^{-1}$ )
	4 Perturbaciones	4 Perturbaciones
MCRIG	433	367
MCFLEX	416	374
MCFLEXRUN	381	408
MINDIN	374	401
TUKEY	526	323
R <sup>2</sup> (MCRIG)	0.88	0.88

Al igual que en el caso del MID, también para el MII puede observarse (tanto en la figura 7.14 como en la tabla 7.4) cómo el valor de Tukey es bastante diferente a los demás, que a su vez están muy cercanos unos de otros.

### 7.3 Procedimiento basado en el giro de la articulación del tobillo

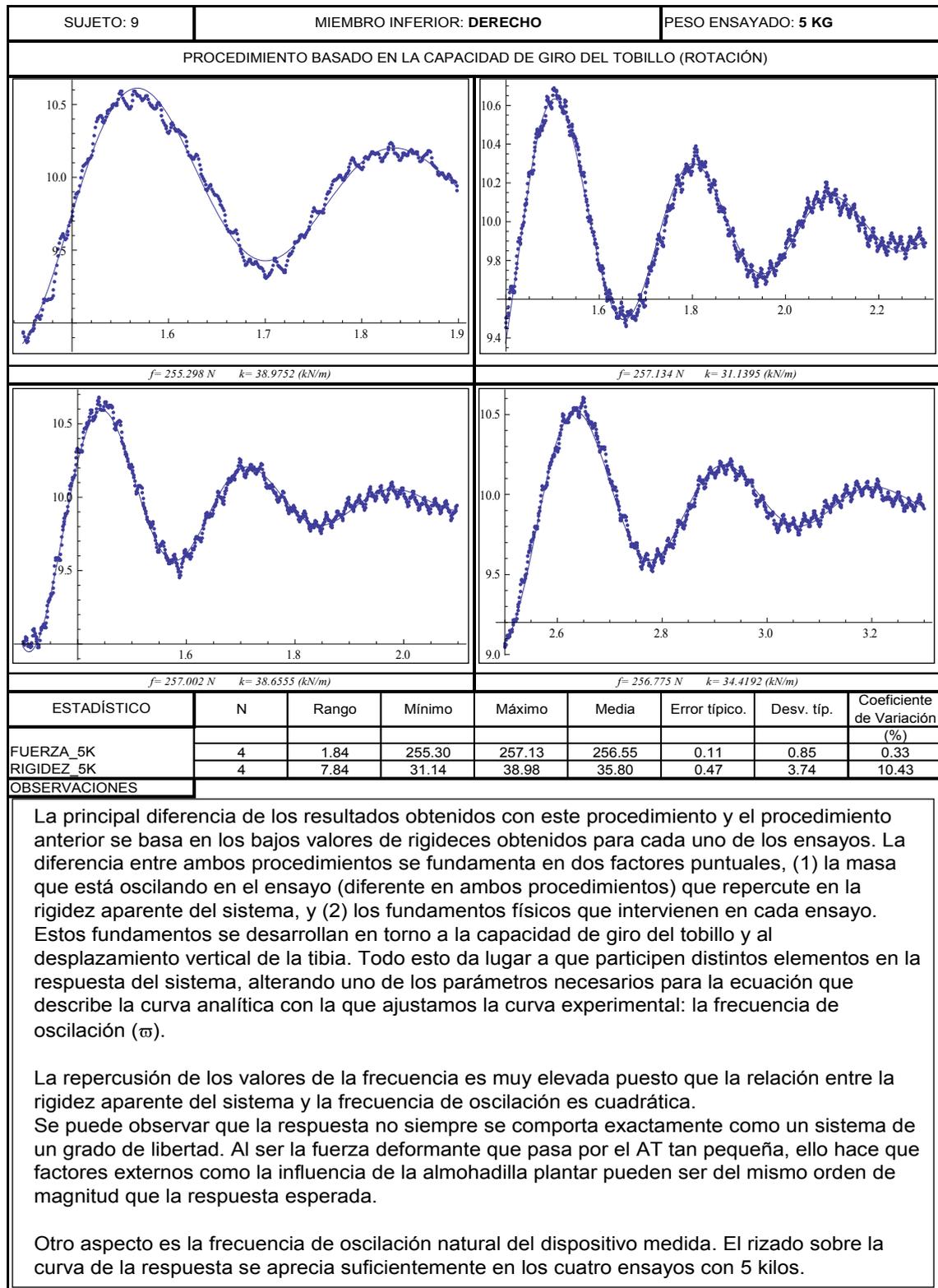
La presentación de resultados en este apartado es similar a la del apartado 7.2, indicándose a continuación las diferencias que se presentan.

Así, en el eje vertical de los registros de los ensayos, la fuerza que aparece, también en kilos como en el apartado 7.2, es positiva dado que el cable del que se registra su carga trabaja siempre a tracción. Cuantitativamente hablando, es obvio que los valores indicados por la célula de carga son, para un valor nominal cualquiera de la masa  $M$  que se coloca, diferentes al apartado anterior, dado que la masa total involucrada en el movimiento es diferente en ambos casos, menor en el caso de la oscilación asociada al giro de la articulación del tobillo.

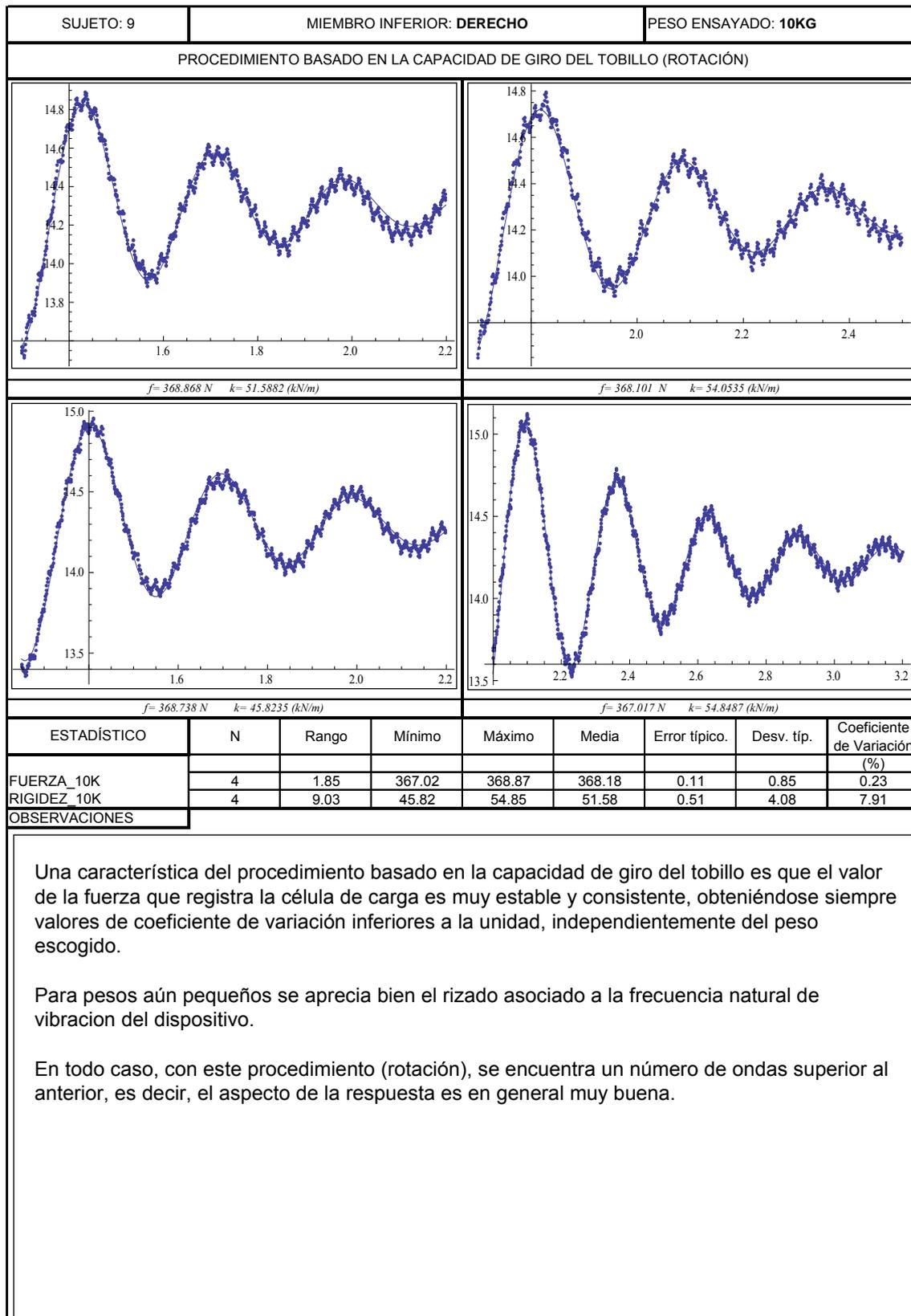
Como en el apartado 7.2, en cada cuadro aparecen dos valores,  $f$  y  $k$ .  $f$  se calcula de acuerdo a (4.31) y  $k$  de acuerdo a (4.29), una vez el ajuste se ha producido.

### 7.3.1 Ensayos llevados a cabo con los distintos pesos

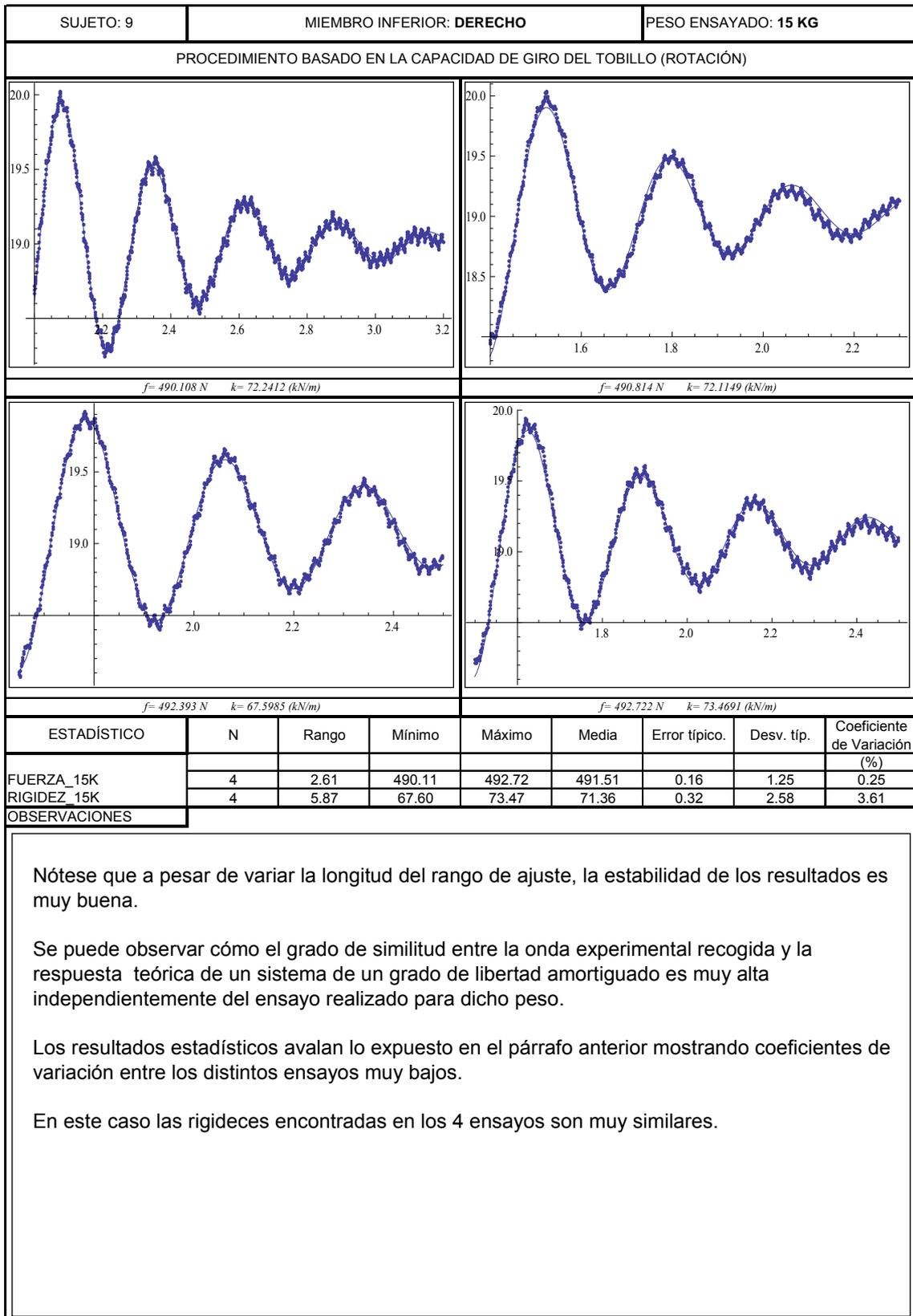
#### 7.3.1.1 Miembro inferior derecho



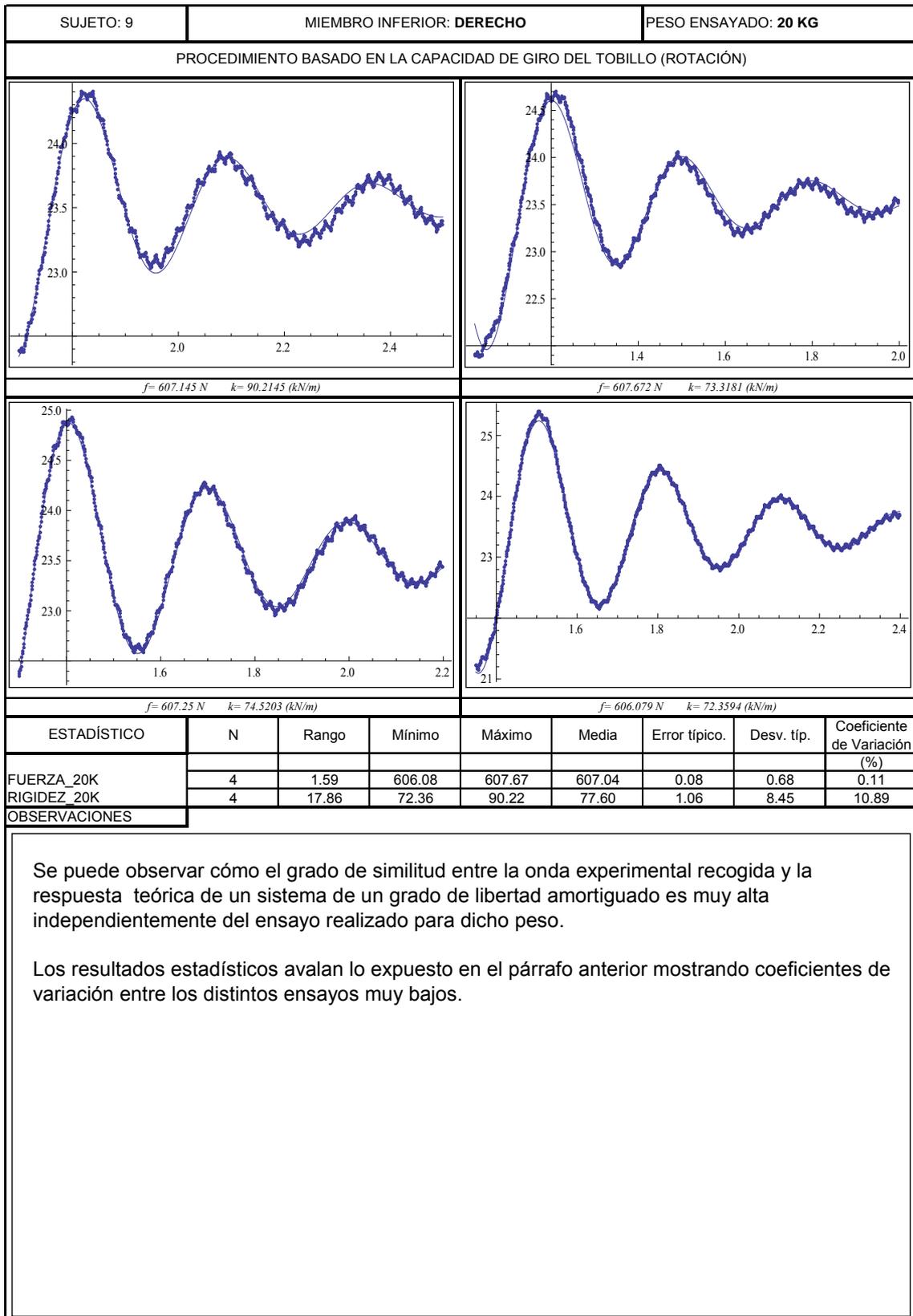
Ficha 17. Ensayos realizados con 5 kilos en el MID (Rotación).



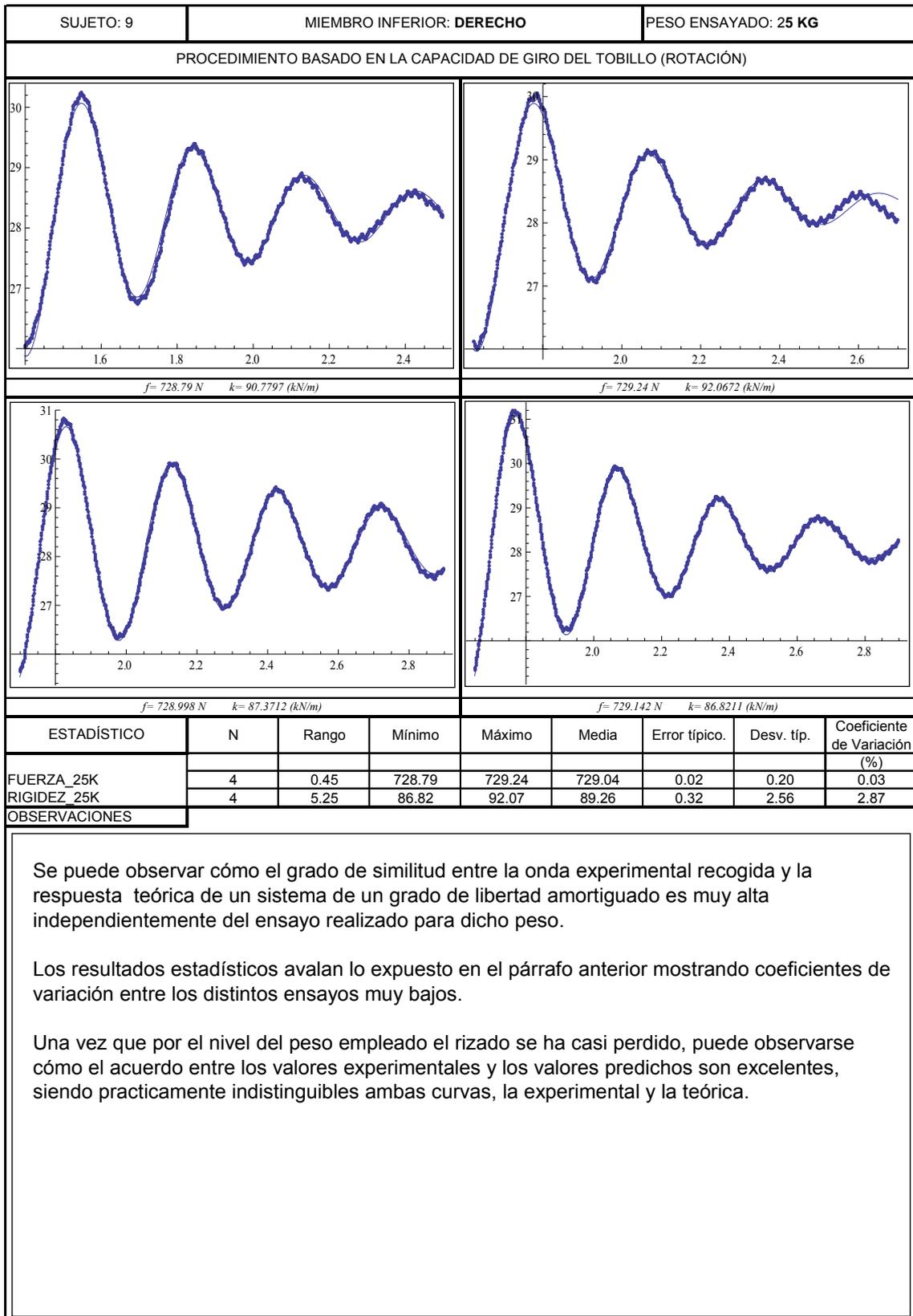
Ficha 18. Ensayos realizados con 10 kilos en el MID (Rotación).



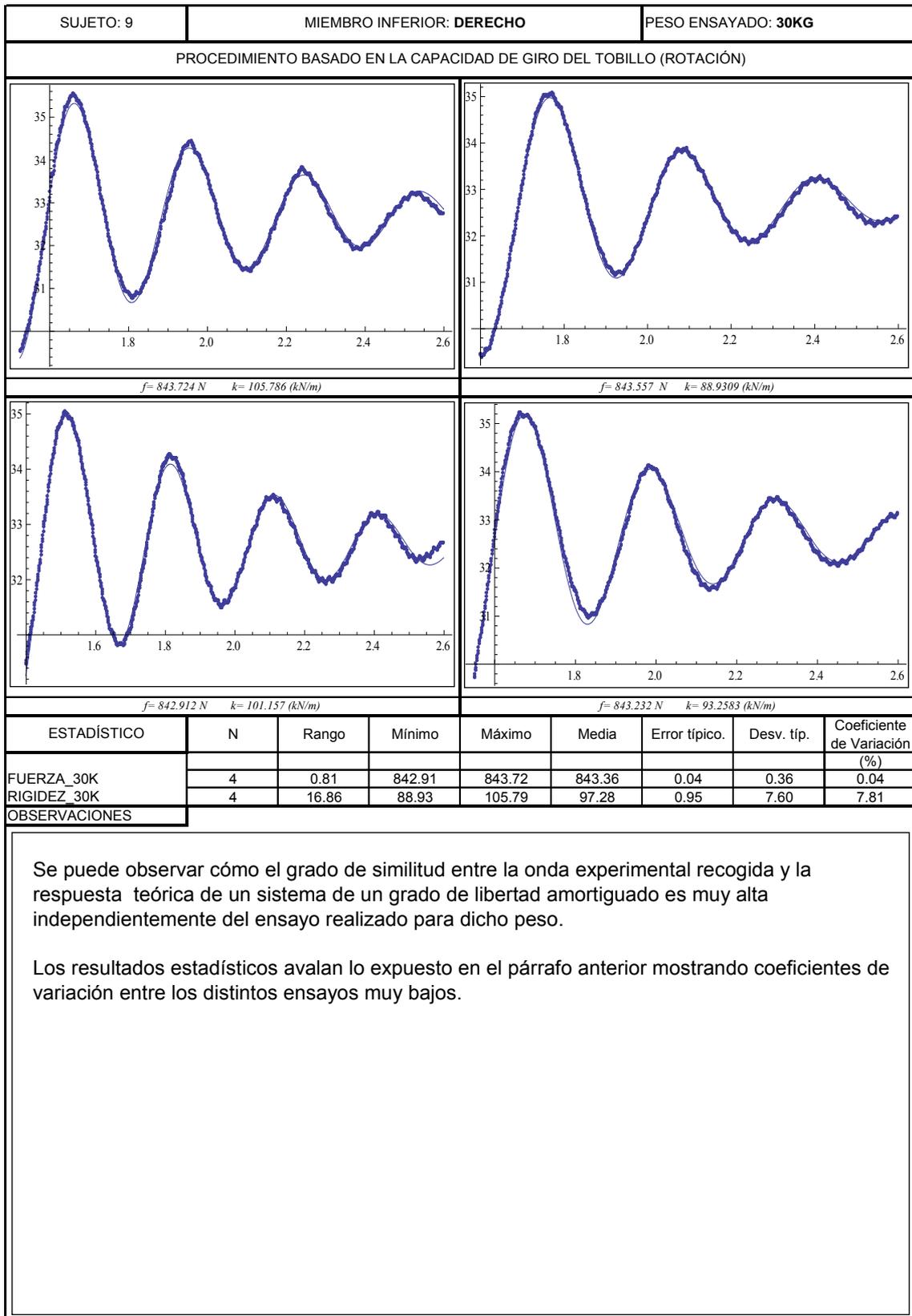
Ficha 19. Ensayos realizados con 15 kilos en el MID (Rotación).



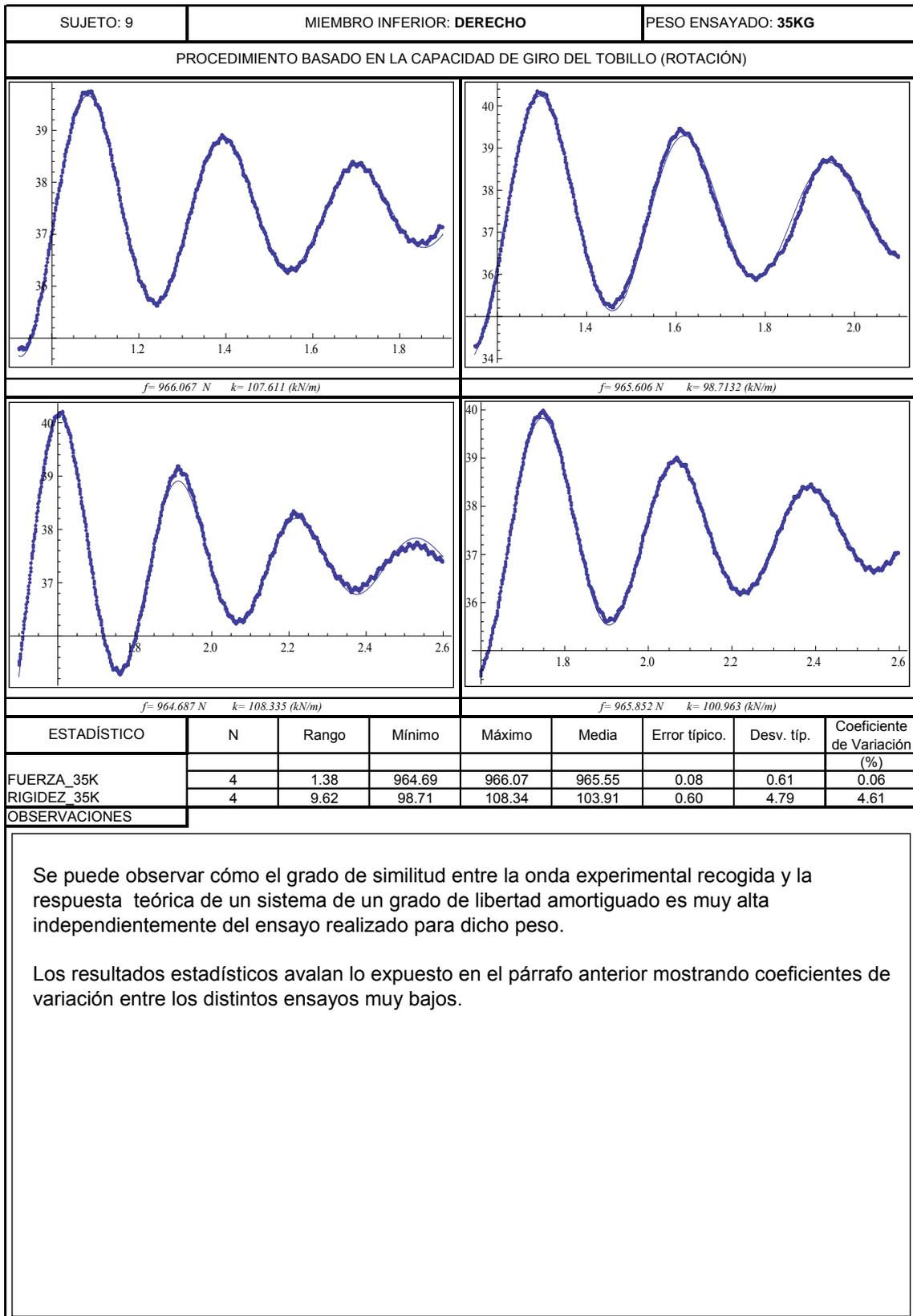
Ficha 20. Ensayos realizados con 20 kilos en el MID (Rotación).



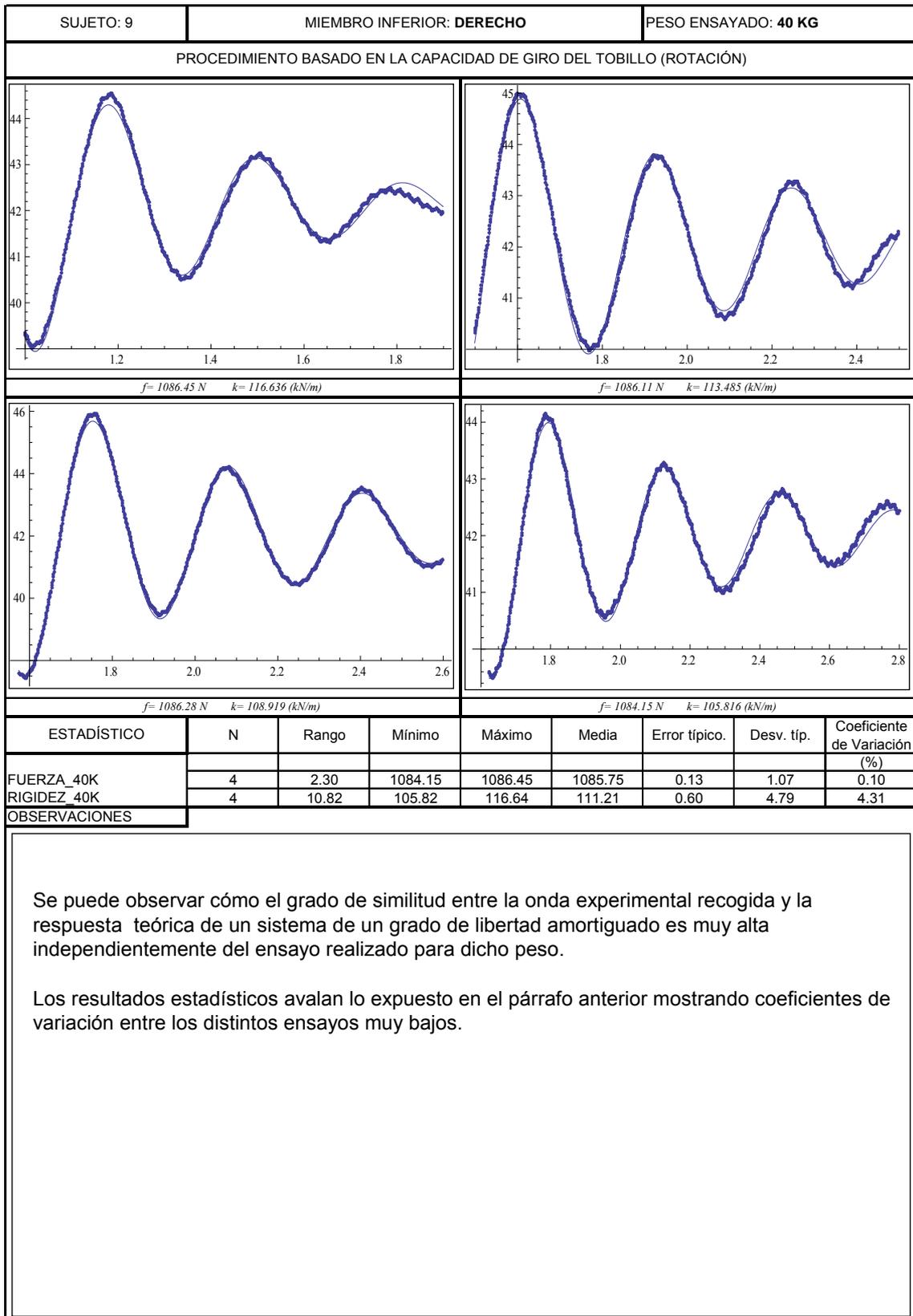
Ficha 21. Ensayos realizados con 25 kilos en el MID (Rotación).



Ficha 22. Ensayos realizados con 30 kilos en el MID (Rotación).



Ficha 23. Ensayos realizados con 35 kilos en el MID (Rotación).



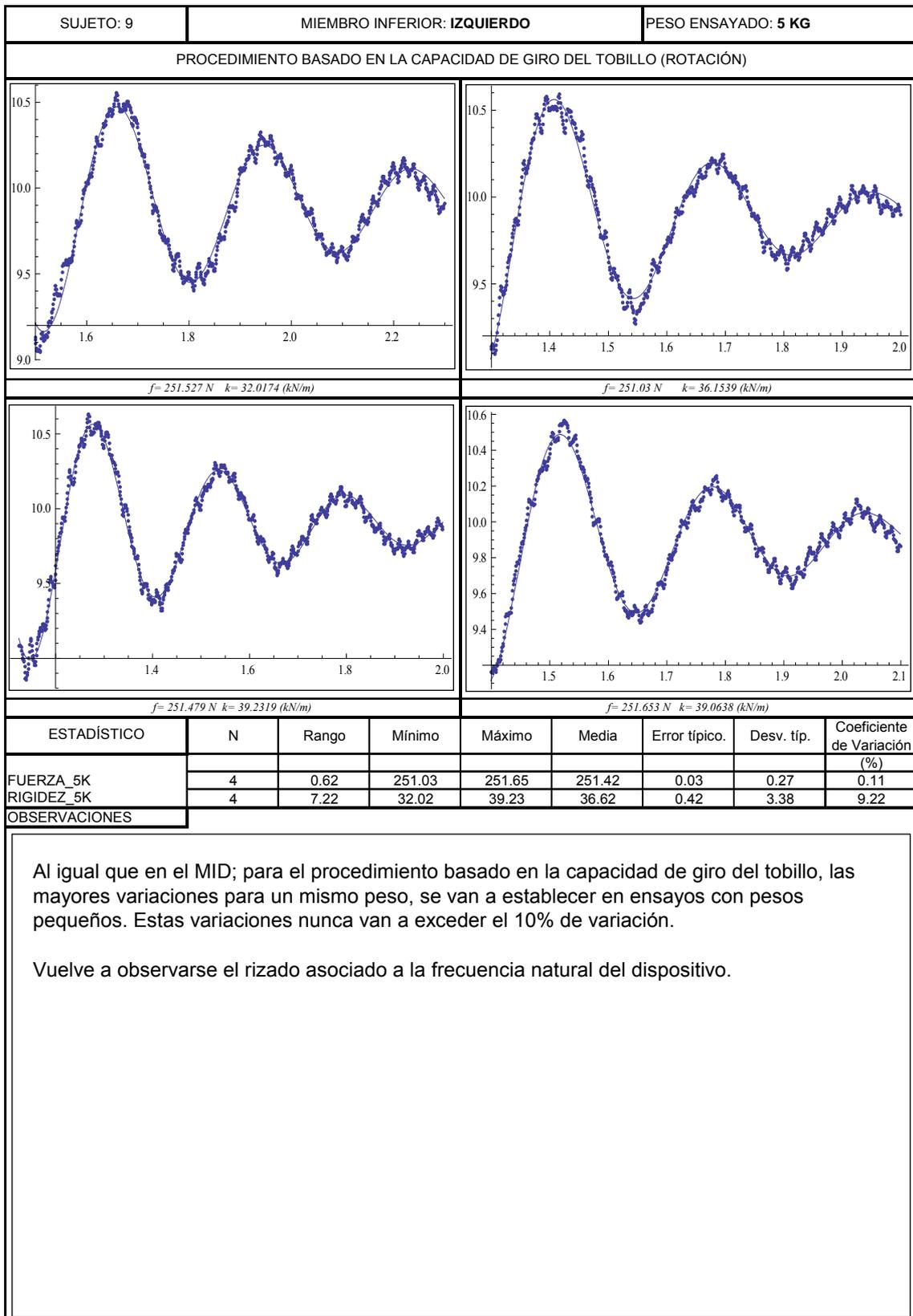
Ficha 24. Ensayos realizados con 40 kilos en el MID (Rotación).

Los datos obtenidos en el miembro inferior derecho se muestran a modo de resumen en la tabla 7.5. En ella se pueden observar los valores medios para cada peso (columna 7), desviaciones típicas (columna 8) y las variaciones porcentuales, coeficiente de variación (última columna). Tanto la fuerza registrada en la célula de carga  $f(t)$  como su correspondiente rigidez aparente ( $k$ ) tienen dispersiones que están en el entorno del 0.13% y del 6% respectivamente.

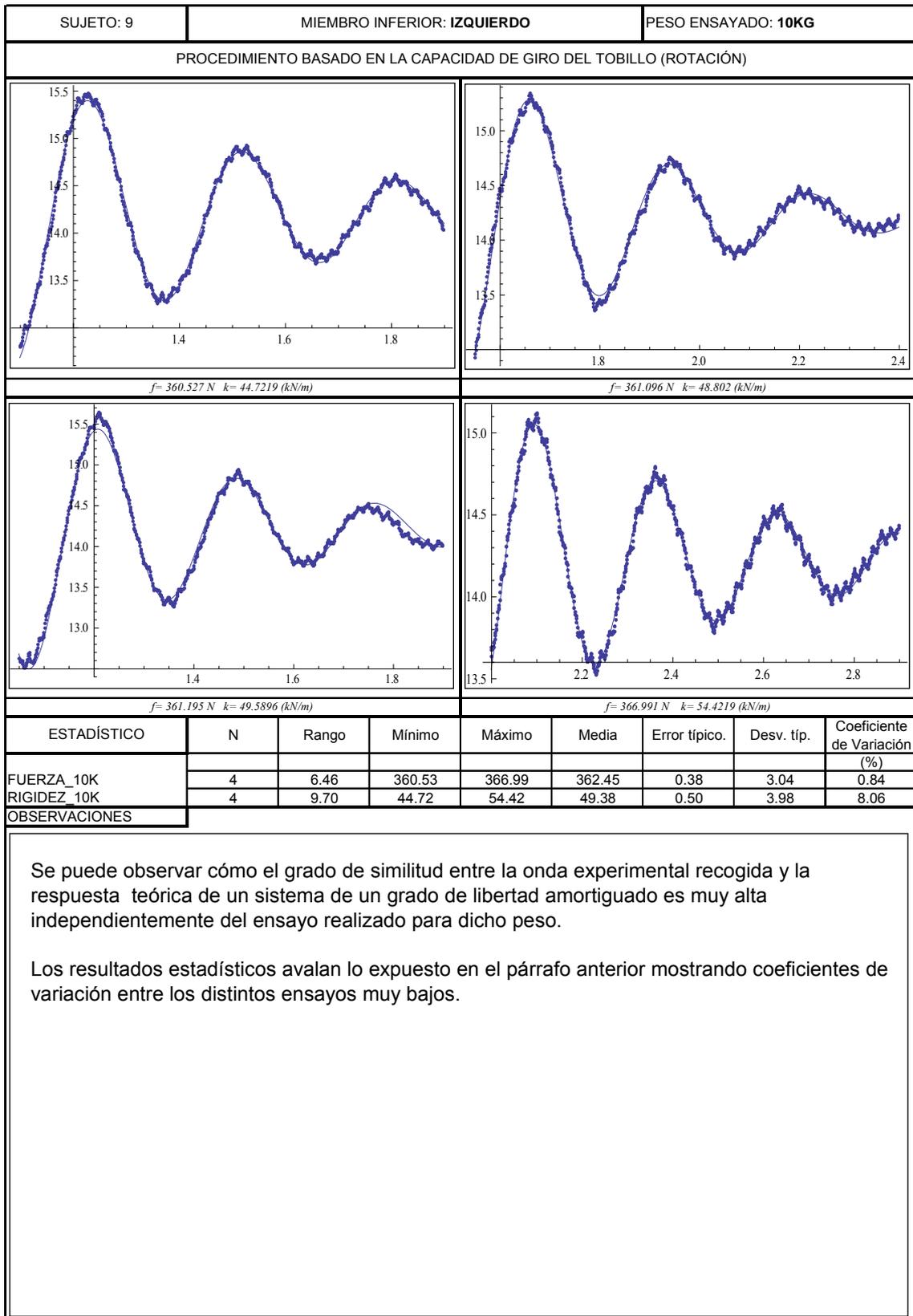
**Tabla 7. 5. Tabla resumen de los resultados para un sujeto de  $f$  y  $k$  aparentes. Procedimiento basado en la capacidad de giro del tobillo (rotación) en el MID.**

	Nº DE ENSAYO	ENSAYO1	ENSAYO2	ENSAYO3	ENSAYO4	MEDIA	S.D	C.V.
PROCEDIMIENTO: ROTACIÓN	F 5	255	257	257	257	<b>257</b>	0.8	0.3
	K 5	39	31	39	34	<b>36</b>	3.7	10.4
MIEMBRO INFERIOR: DERECHO	F 10	369	368	369	367	<b>368</b>	0.8	0.2
	K 10	52	54	46	55	<b>52</b>	4.1	7.9
	F 15	490	491	492	493	<b>492</b>	1.3	0.3
	K 15	72	72	68	73	<b>71</b>	2.6	3.6
	F 20	607	608	607	606	<b>607</b>	0.7	0.1
	K 20	90	73	75	72	<b>78</b>	8.5	10.9
	F 25	729	729	729	729	<b>729</b>	0.2	0.0
	K 25	91	92	87	87	<b>89</b>	2.6	2.9
	F 30	844	844	843	843	<b>843</b>	0.4	0.0
	K 30	106	89	101	93	<b>97</b>	7.6	7.8
	F 35	966	966	965	966	<b>966</b>	0.6	0.1
	K 35	108	99	108	101	<b>104</b>	4.8	4.6
	F 40	1086	1086	1086	1084	<b>1086</b>	1.1	0.1
	K 40	117	113	109	106	<b>111</b>	4.8	4.3

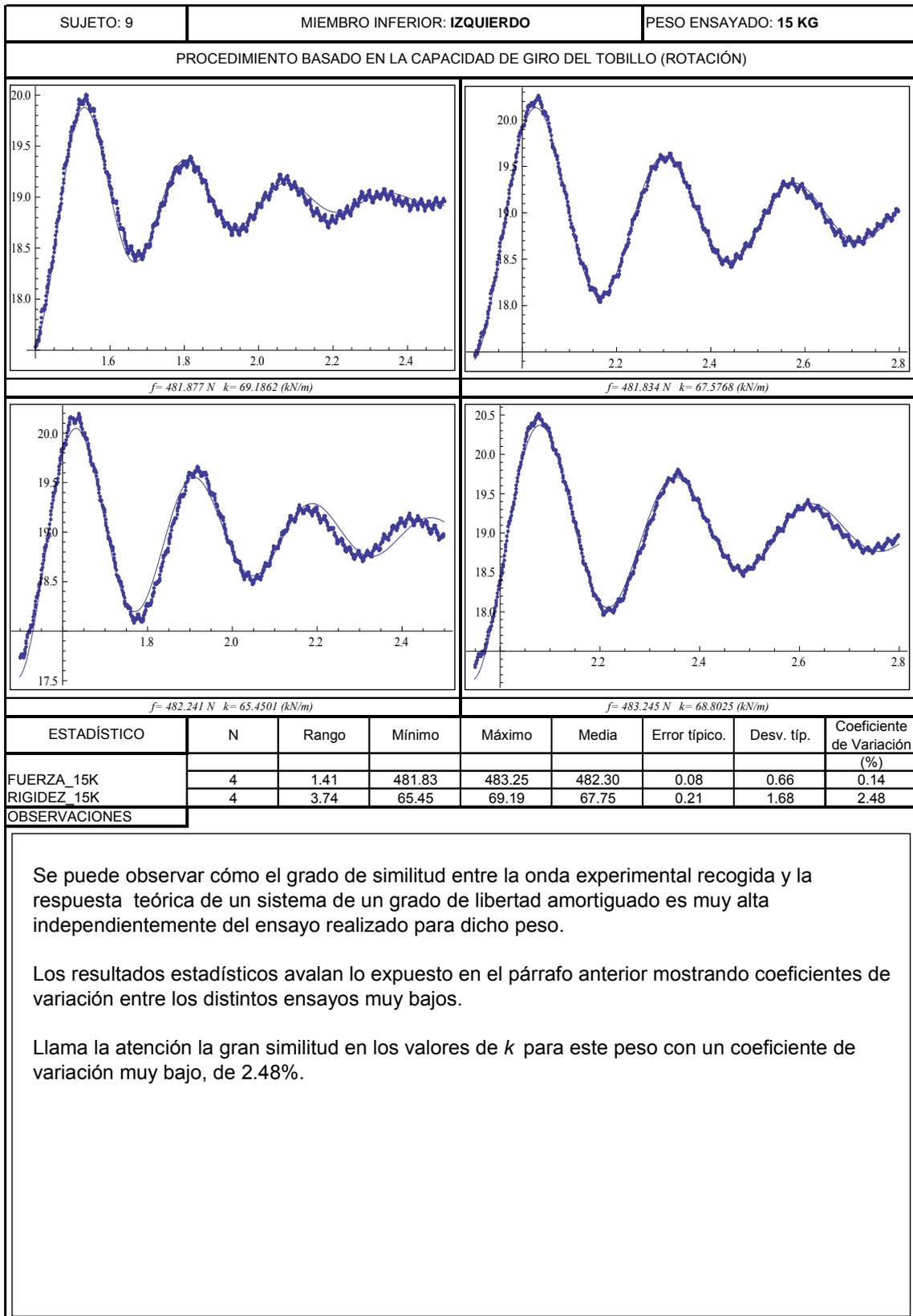
7.3.1.2 Miembro inferior izquierdo



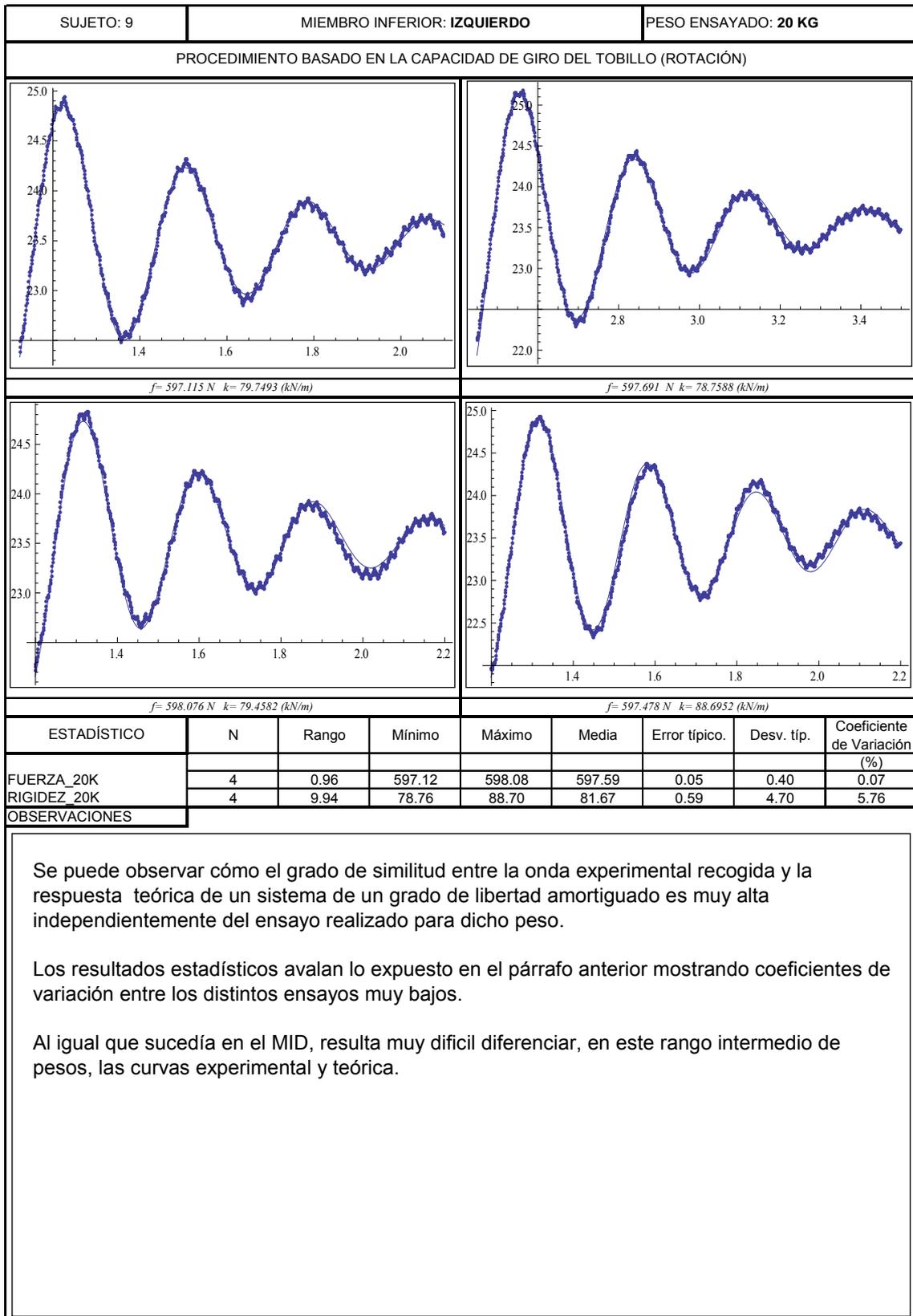
Ficha 25. Ensayos realizados con 5 kilos en el MII (Rotación).



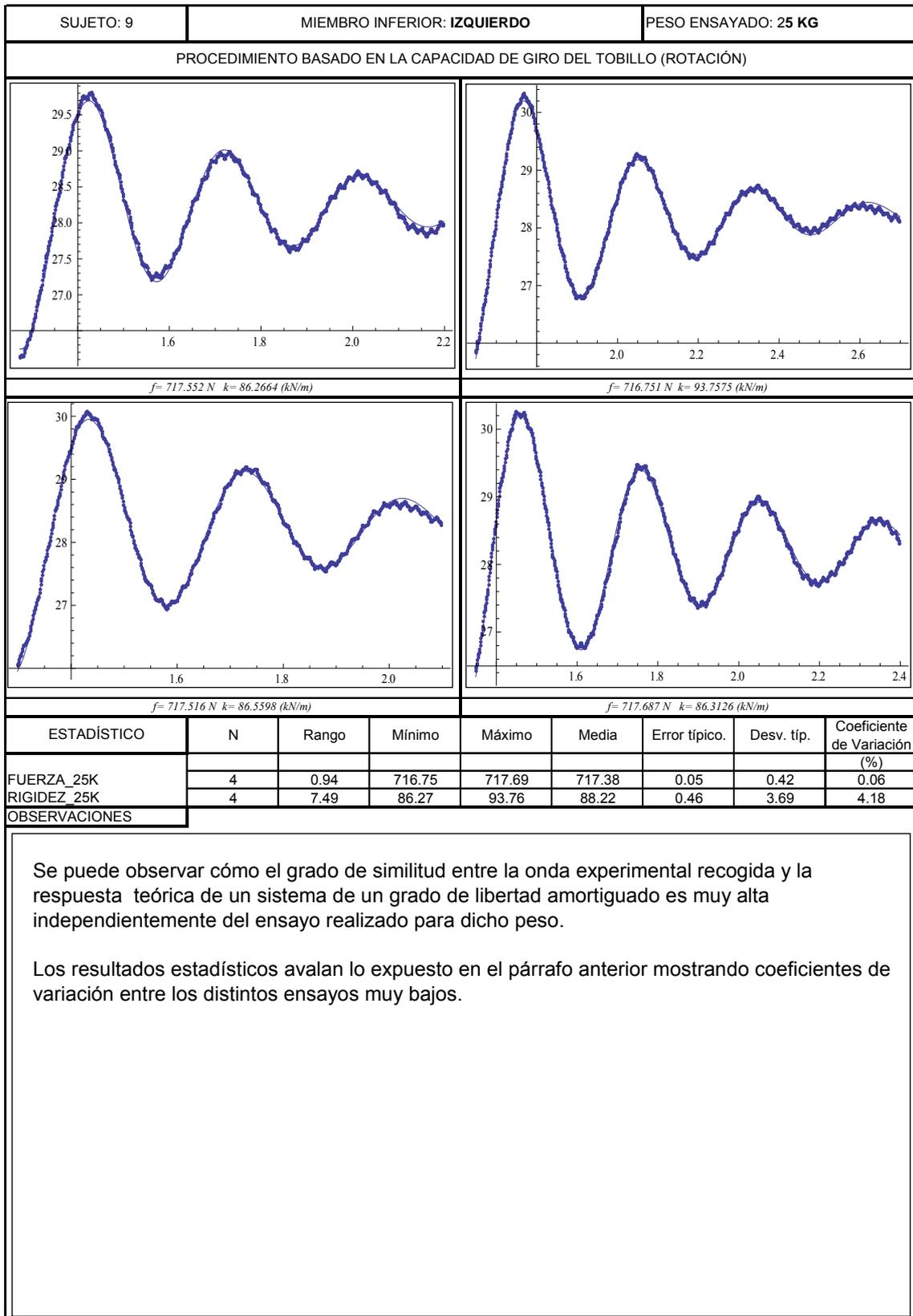
Ficha 26. Ensayos realizados con 10 kilos en el MII (Rotación).



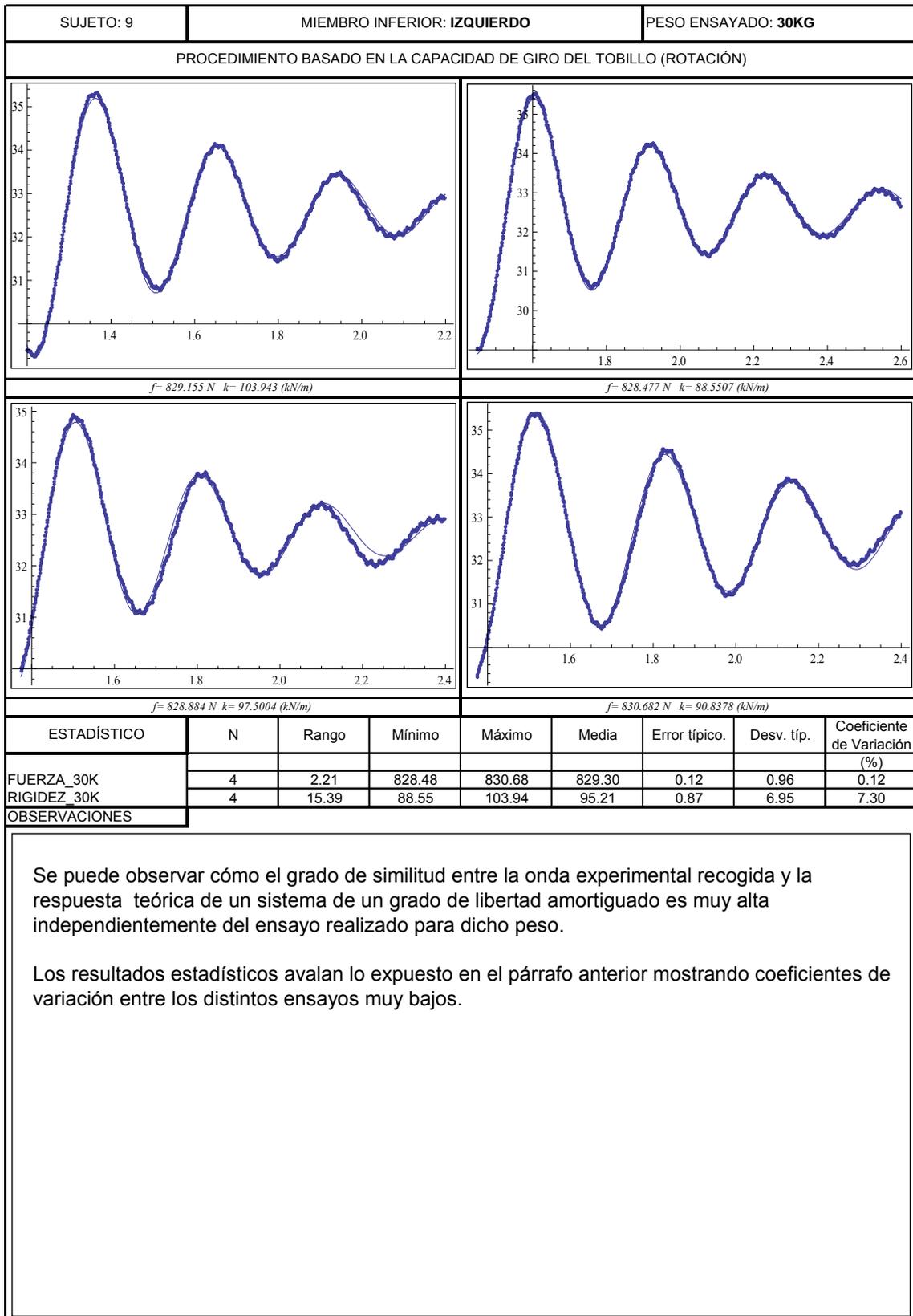
Ficha 27. Ensayos realizados con 15 kilos en el MII (Rotación).



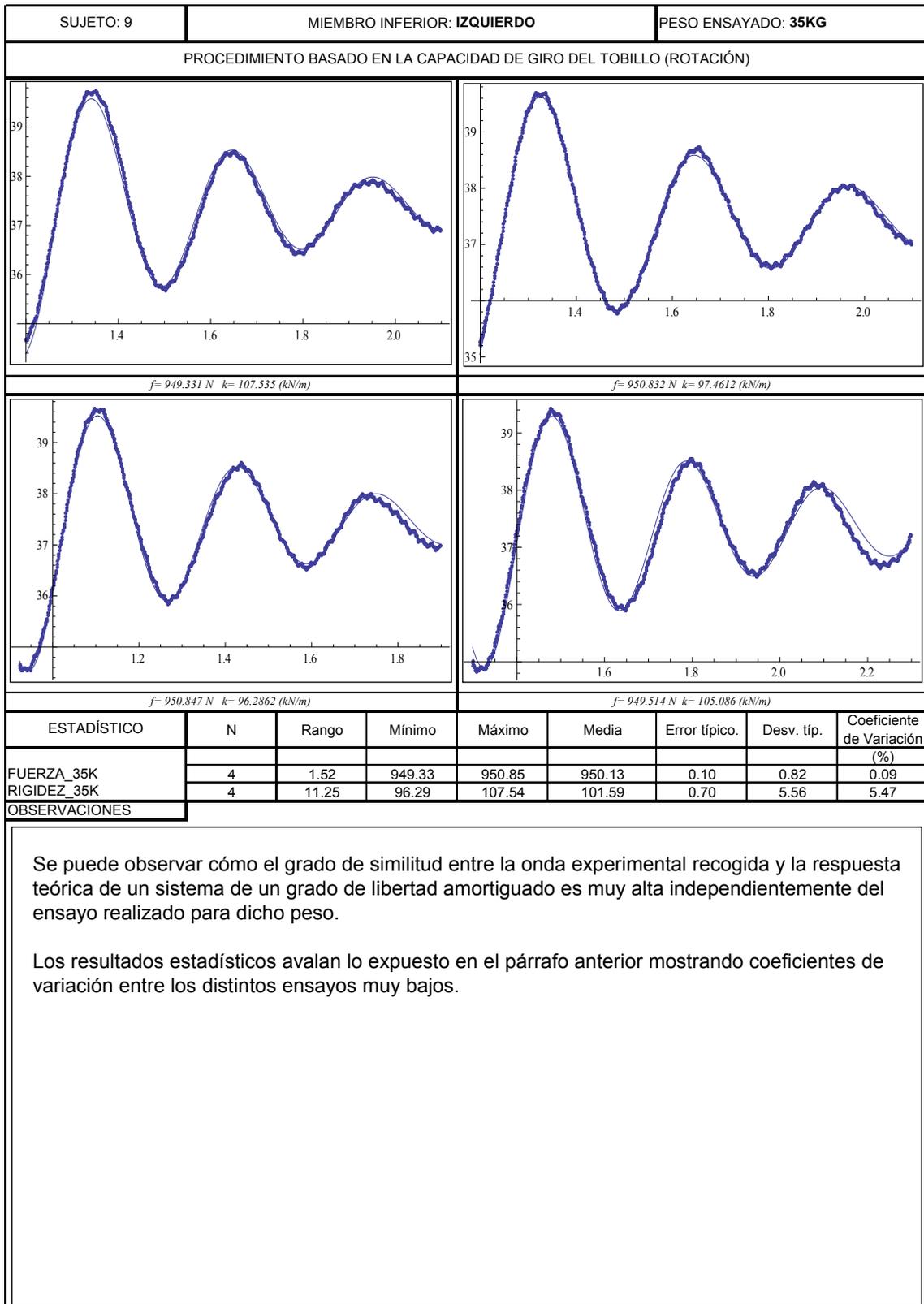
Ficha 28. Ensayos realizados con 20 kilos en el MII (Rotación).



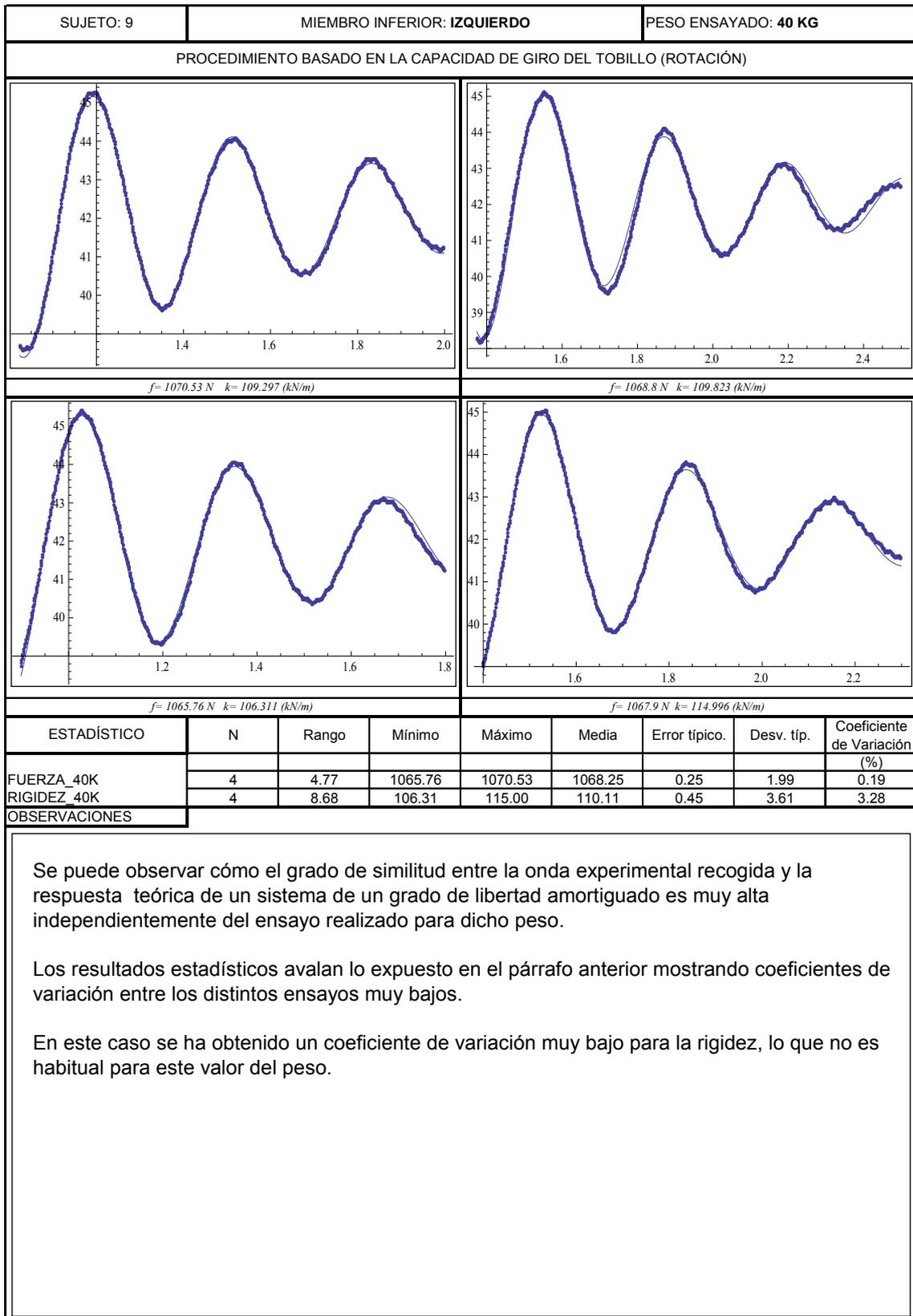
Ficha 29. Ensayos realizados con 25 kilos en el MII (Rotación).



Ficha 30. Ensayos realizados con 30 kilos en el MII (Rotación).



Ficha 31. Ensayos realizados con 35 kilos en el MII (Rotación).



Ficha 32. Ensayos realizados con 40 kilos en el MII (Rotación).

Los datos obtenidos en el miembro inferior izquierdo se muestran a modo de resumen en la tabla 7.6. En ella se pueden observar los valores medios para cada peso (columna 7), desviaciones típicas (columna 8) y las variaciones porcentuales, coeficiente de variación (última columna). Tanto la fuerza registrada en la célula de carga  $f(t)$  como su correspondiente rigidez aparente ( $k$ ) tienen dispersiones que están en el entorno del 0.23% y del 4.9% respectivamente.

**Tabla 7. 6. Tabla resumen de los resultados para un sujeto de  $f$  y  $k$  aparentes. Procedimiento basado en la capacidad de giro del tobillo (rotación) en el MII.**

	Nº DE ENSAYO	ENSAYO1	ENSAYO2	ENSAYO3	ENSAYO4	MEDIA	S.D	C.V.
PROCEDIMIENTO: ROTACIÓN	F 5	252	251	251	252	<b>251</b>	0.3	0.1
	K 5	32	36	39	39	<b>37</b>	3.4	9.2
	F 10	361	361	361	367	<b>362</b>	3.0	0.8
MIEMBRO INFERIOR: IZQUIERDO	K 10	45	49	50	54	<b>49</b>	4.0	8.1
	F 15	482	482	482	483	<b>482</b>	0.7	0.1
	K 15	69	68	65	69	<b>68</b>	1.7	2.5
	F 20	597	598	598	597	<b>598</b>	0.4	0.1
	K 20	80	79	79	89	<b>82</b>	4.7	5.8
	F 25	718	717	718	718	<b>717</b>	0.4	0.1
	K 25	86	94	87	86	<b>88</b>	3.7	4.2
	F 30	829	828	829	831	<b>829</b>	1.0	0.1
	K 30	104	89	98	91	<b>95</b>	7.0	7.3
	F 35	949	951	951	950	<b>950</b>	0.8	0.1
	K 35	108	97	96	105	<b>102</b>	5.6	5.5
	F 40	1071	1069	1066	1068	<b>1068</b>	2.0	0.2
	K 40	109	110	106	115	<b>110</b>	3.6	3.3

### 7.3.2 Aplicación de procedimientos de separación de las rigideces de Sóleo y AT

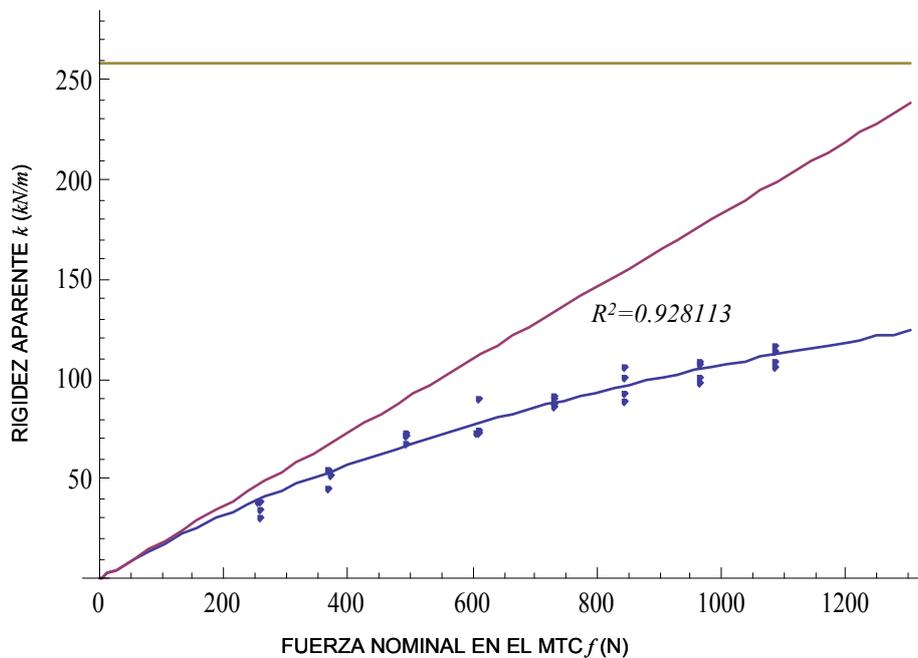
En este apartado se pretende encontrar, aplicando el modelo de Hill, los valores aislados de las rigideces del Sóleo y AT. En el caso del tendón se trata de un valor único independiente de la carga,  $k_t$ , y en el caso del AT la rigidez  $k_m$  es función de la fuerza que se aplica y lo que se pretende encontrar es la pendiente de la respuesta del músculo en función de la carga,  $k_{ss}$ .

Como se ha hecho para el movimiento de traslación, se utilizará el método de mínimos cuadrados en un enfoque de rigidez (MCRIG), y bajo el enfoque de flexibilidades, mínimos cuadrados (MCFLEX), mínimos cuadrados truncados (MCFLEXTRUN), mínima distancia (MINDIN) y el procedimiento de Tukey (TUKEY).

### 7.3.2.1 Miembro inferior derecho

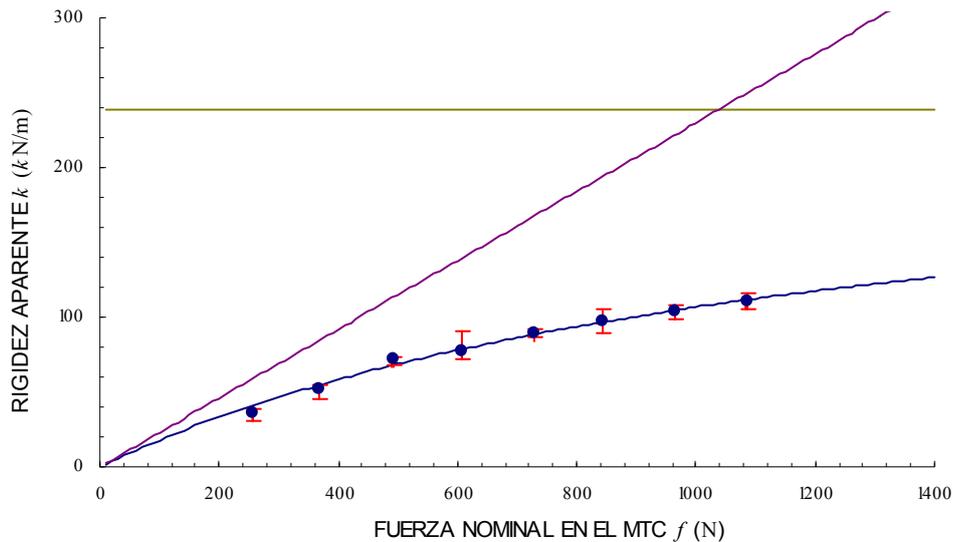
En primer lugar se muestra la nube de puntos correspondientes a todos los ensayos y el ajuste a dicha nube realizado por mínimos cuadrados con un enfoque directo en los valores de rigideces (MCRIG), figura 7.15. En el eje horizontal se muestra en Newtons la fuerza  $f$  nominal que hay en el MTC (obtenida de la medida registrada) y en el eje vertical se muestra el valor de la rigidez aparente  $k$  obtenido del ajuste de la señal almacenada.

El valor de la asíntota horizontal de la curva ajustada corresponde al valor de la rigidez del tendón,  $k_t$ . El valor de la pendiente en el origen de la curva interpolada corresponde al valor de la rigidez unitaria del Sóleo,  $k_{ss}$ .



**Figura 7. 15. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces (MCRIG) en el MID (Rotación). La asíntota representa la rigidez constante del Tendón de Aquiles ( $k_t$ ). La pendiente de la recta oblicua representa la rigidez unitaria del Sóleo, proporcional a la sollicitación mecánica ( $k_{ss}$ ).**

Para dar una idea más precisa de los rangos de variación de las rigideces y de las fuerzas a que corresponden, se han calculado los valores medios de las rigideces y de las fuerzas correspondientes a cada valor nominal de la masa  $M$  aplicada (5, 10, 15, ..., 35, 40 Kgs). Dichos valores medios junto con el intervalo de dispersión que aparece tanto en el eje horizontal como en el vertical, se representan en la figura 7.16.



**Figura 7. 16. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces (MCRIG) en el MID (Rotación). Cada punto representa el valor medio de cada peso. Las dispersiones en el eje horizontal representan el rango de valores para la  $f$  nominal y en el eje  $y$ , representan las dispersiones de valores de rigideces aparente.**

Nótese que a diferencia del procedimiento basado en el grado de libertad en traslación, no hay ahora prácticamente ninguna dispersión en el eje horizontal, siendo la fuerza prácticamente coincidente en todos los intentos correspondientes a la misma masa nominal.

A continuación se muestran los resultados basados en el enfoque de flexibilidades. En primer lugar, se muestran los resultados correspondientes a un enfoque en flexibilidades por mínimos cuadrados (MCFLEX) y por mínimos cuadrados truncados (MCFLEXTRUN), figura 7.17. La primera fila corresponde a la inclusión de todos los puntos en el ajuste (MCFLEX) y las filas siguientes corresponden a la estimación de  $k_t$  y  $k_{ss}$  asociada a la eliminación del punto más aberrante, tal y como se explicó en el capítulo 6. La última fila representa pues los valores asociados al procedimiento MCFLEXTRUN. En la misma figura se muestra también gráficamente la evolución de estos valores, para una visualización más inmediata.

Puede observarse cómo en este caso particular, tras unas primeras iteraciones en las que se produce una cierta convergencia, los valores de las rigideces se mantienen casi constantes.

	$k_t$	$k_{ss}$
(1)	275.105	178.186
2	239.763	192.819
3	238.482	191.835
4	225.508	199.244
5	230.188	195.663
6	229.896	197.035
7	225.017	198.468
8	224.983	199.677
9	229.244	196.221
10	234.079	194.98
11	239.356	191.148
12	238.895	192.359
(13)	243.899	191.009
Media	236.49	193.74
S.D.	13.23	5.57
C.V.	5.59	2.88

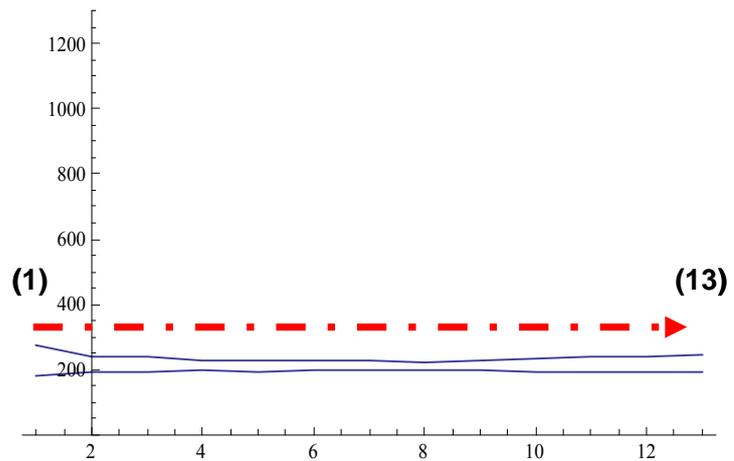


Figura 7. 17. Métodos de Mínimos cuadrados y Mínimos cuadrados truncados para el MID (Rotación). A la izquierda de la figura, la evolución de los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  eliminando sucesivamente los puntos aberrantes. A la derecha de la figura, la representación gráfica de la evolución de estos valores. La fila 1 (1) representa los valores por el método MCFLEX y la fila 13 (13) representa los valores de rigideces por el método MCFLEXTRUN.

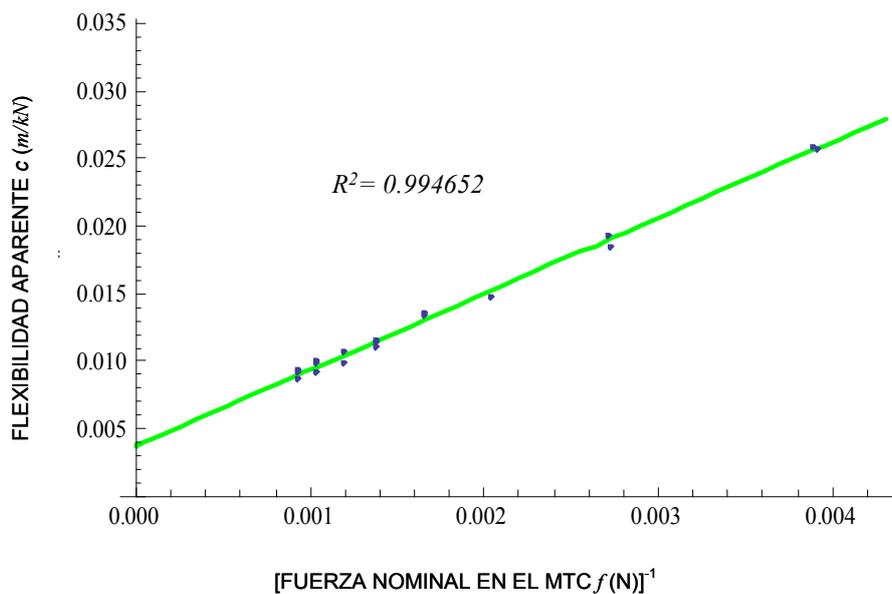
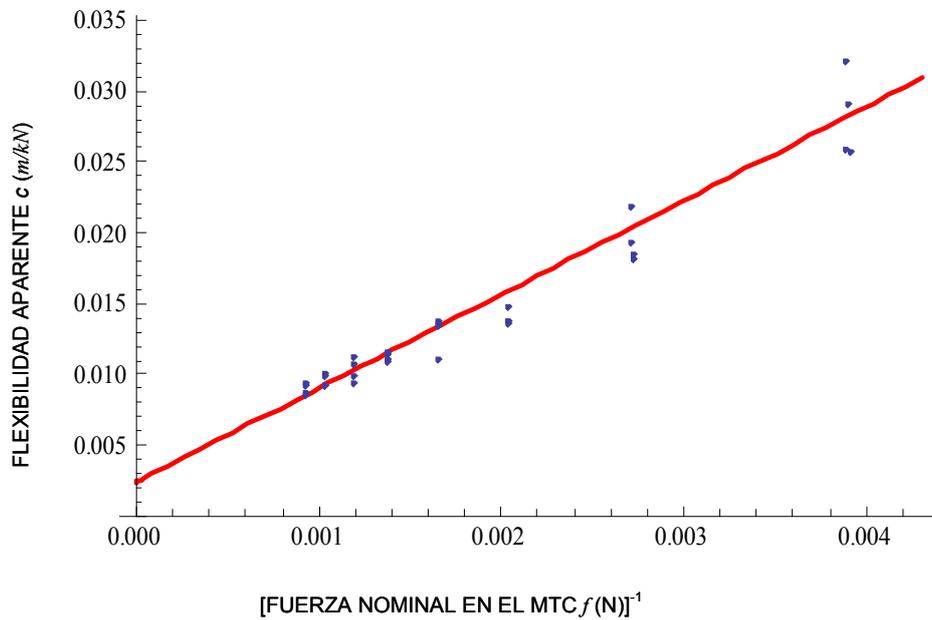


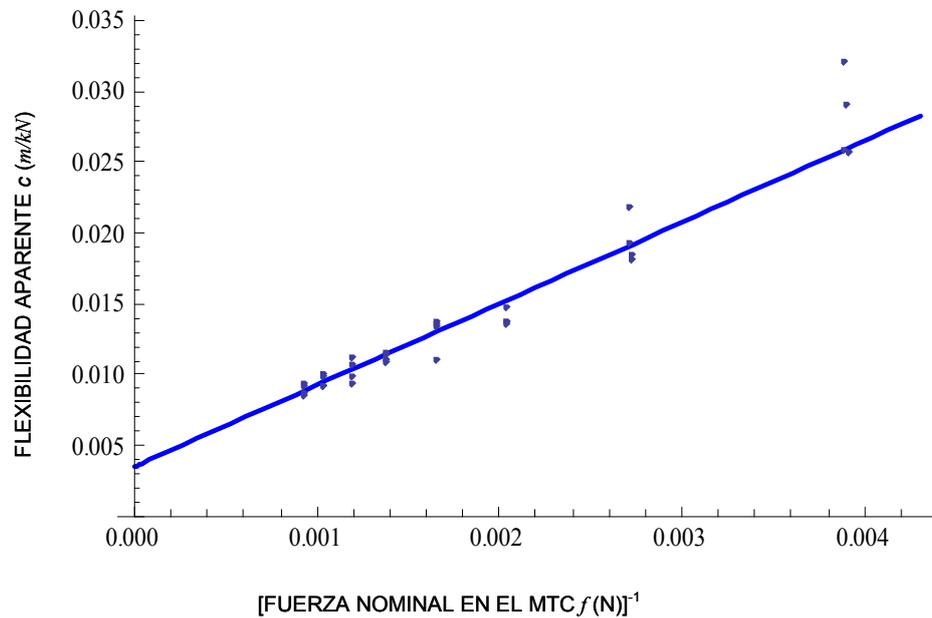
Figura 7. 18. Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de mínimos cuadrados truncados (MCFLEXTRUN) una vez eliminados la mitad menos uno de los puntos en el MID (Rotación).

En la figura 7.18, se muestra la interpolación de los puntos que sobreviven al procedimiento de eliminación (método MCFLEXTRUN). Al tratarse de un enfoque en flexibilidades la aproximación es una recta, que como se ve en este caso, representa muy bien la nube de puntos.

A continuación las figuras 7.19 y 7.20 representan lo mismo que la 7.18, pero usando ahora los enfoques de mínima distancia (MINDIN) y Tukey (TUKEY).



**Figura 7. 19. Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de mínima distancia (MINDIN) para el MID (Rotación).**



**Figura 7. 20. Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de Tukey (TUKEY) para el MID (Rotación).**

Finalmente, para dar una idea global de los métodos empleados en el enfoque de flexibilidades, se muestran todos los resultados (4 rectas) en la figura 7.21 y sus correspondientes valores en la tabla 7.7

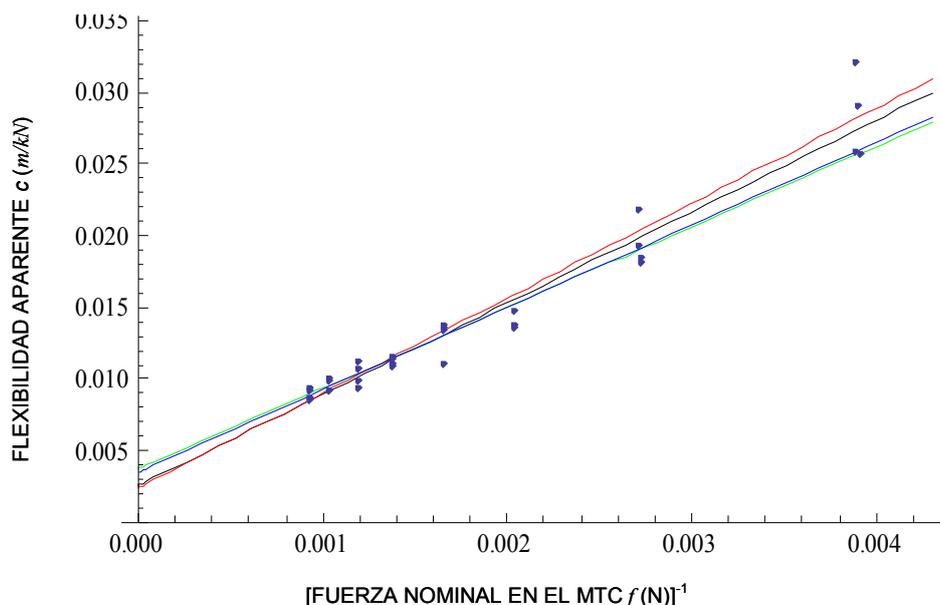


Figura 7. 21. Resultados de todos los métodos de ajustes basados en flexibilidades para el MID (Rotación). Rojo=TUKEY; Verde=MCFLEXTRUN; Negro=MCFLEX y Azul= MINDIN.

Tabla 7. 7. Resultados obtenidos a partir de los distintos métodos de ajuste para el MID (Rotación).

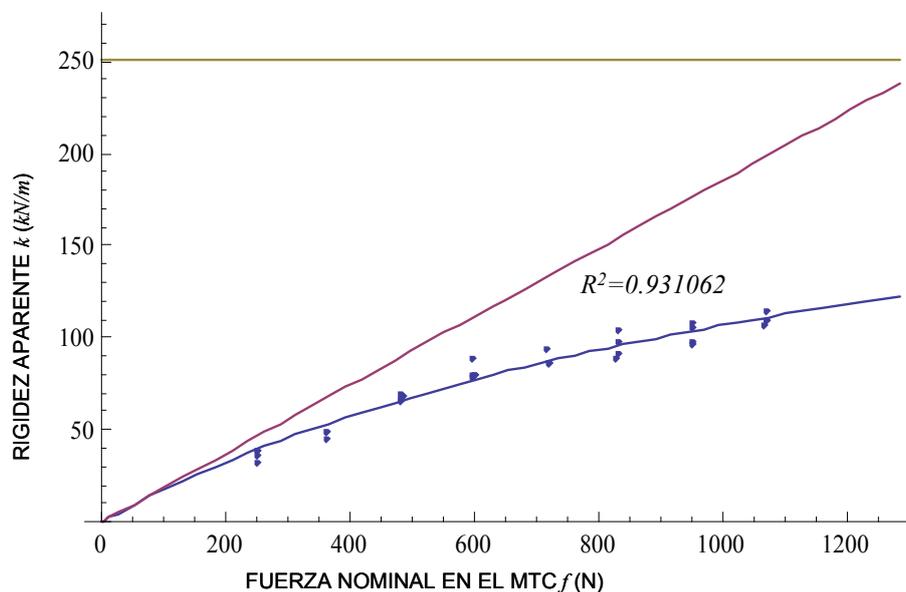
	$k_t$ (kN/m)	$k_{ss}$ (m <sup>-1</sup> )
	4 Perturbaciones	4 Perturbaciones
MCRIG	239	193
MCFLEX	275	178
MCFLEXTRUN	244	191
MINDIN	260	186
TUKEY	248	188
R <sup>2</sup> (MCRIG)	0.93	0.93

En este caso (tanto en la figura 7.21 como en la tabla 7.7), el valor de Tukey no es muy diferente a los demás.

### 7.3.2.2 Miembro inferior izquierdo

En primer lugar se muestra en la figura 7.22 la nube de puntos correspondientes a todos los ensayos y el ajuste a dicha nube realizado por mínimos cuadrados con un enfoque directo en los valores de rigideces (MCRIG). En el eje horizontal se muestra de nuevo en Newtons la fuerza  $f$  nominal que hay en el MTC (obtenida de la medida registrada) y en el eje vertical se muestra el valor de la rigidez aparente  $k$  obtenido del ajuste de la señal almacenada.

Al igual que para el MID, el valor de la asíntota horizontal de la curva interpolada corresponde al valor de la rigidez del tendón,  $k_t$ , y el valor de la pendiente de la curva interpolada corresponde al valor de la rigidez unitaria del Sóleo,  $k_{ss}$ .



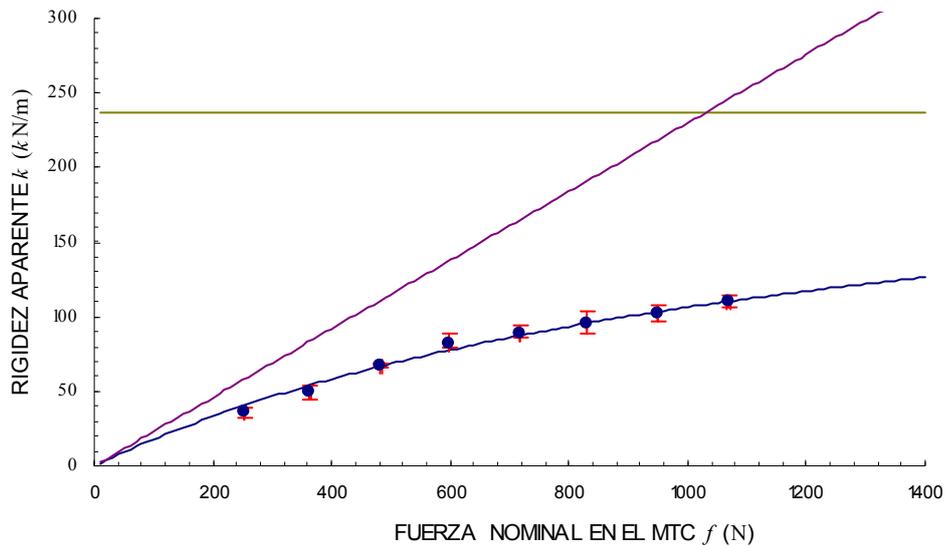
**Figura 7. 22. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces (MCRIG) en el MII (Rotación). La asíntota representa la rigidez constante del Tendón de Aquiles ( $k_t$ ). La pendiente de la recta oblicua representa la rigidez del Sóleo unitaria, proporcional a la sollicitación mecánica ( $k_{ss}$ ).**

Para dar una idea más precisa de los rangos de variación de las rigideces y de las fuerzas a que corresponden, se han calculado los valores medios de las rigideces y de las fuerzas correspondientes a cada valor nominal de la masa  $M$  aplicada (5, 10, 15, ..., 35, 40 Kgs). Dichos valores medios junto con el intervalo de dispersión aparecen en la figura 7.23, siendo las dispersiones como en el caso del MID, mucho menores en el eje horizontal, en la carga.

A continuación se muestran los resultados basados en el enfoque de flexibilidades. En primer lugar, figura 7.24, se muestran los resultados correspondientes a los métodos MCFLEX y MCFLEXTRUN.

La primera fila corresponde a la inclusión de todos los puntos en el ajuste (MCFLEX) y las filas siguientes corresponden a la estimación de  $k_t$  y  $k_{ss}$  asociados a la eliminación del punto más aberrante, tal y como se explicó en el capítulo 6.

La última fila representa pues los valores asociados al procedimiento MCFLEXTRUN. En la misma figura se muestra también gráficamente la evolución de estos valores, para una visualización más inmediata.



**Figura 7. 23. Método de ajuste de mínimos cuadrados basado en rigideces en el MII (Rotación). Cada punto representa el valor medio de cada peso. Las dispersiones en el eje horizontal representan el rango de valores para la  $f$  nominal, y en el eje vertical representan las dispersiones de valores de rigideces aparentes.**

En este caso, para el MII puede observarse cómo los valores de las rigideces, tras una primera fase de convergencia, se mantienen casi constantes durante todo el procedimiento de truncamiento que se sigue.

A continuación, figura 7.25, se muestra la interpolación de los puntos que sobreviven al procedimiento de eliminación (método MCFLEXTRUN). Al igual que en el MID, también ahora para el MII la recta representa muy bien la nube de puntos.

	$k_t$	$k_{ss}$
(1)	331.593	164.91
2	278.021	178.103
3	277.891	176.746
4	251.2	186.595
5	215.467	206.461
6	219.967	204.649
7	215.126	206.606
8	221.374	203.637
9	219.257	203.884
10	223.3	202.333
11	216.172	207.685
12	222.955	204.481
(13)	216.611	207.651
Media	239.15	196.44
S.D.	35.90	14.56
C.V.	15.01	7.41

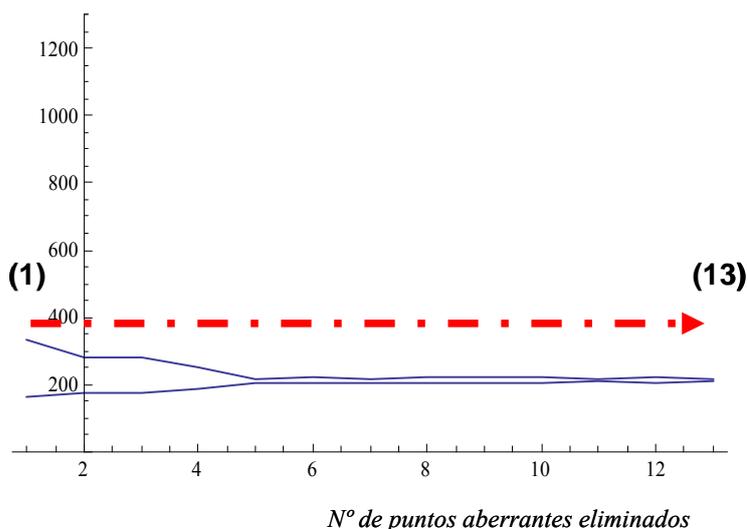


Figura 7. 24. Métodos de Mínimos cuadrados y Mínimos cuadrados truncados para el MII (Rotación). A la izquierda de la figura, la evolución de los valores de  $k_t$  y  $k_{ss}$  eliminando sucesivamente los puntos aberrantes. A la derecha de la figura, la representación gráfica de la evolución de estos valores. La fila 1 (1) representa los valores por el método MCFLEX y la fila 13 (13) representa los valores de rigideces por el método MCFLEXTRUN.

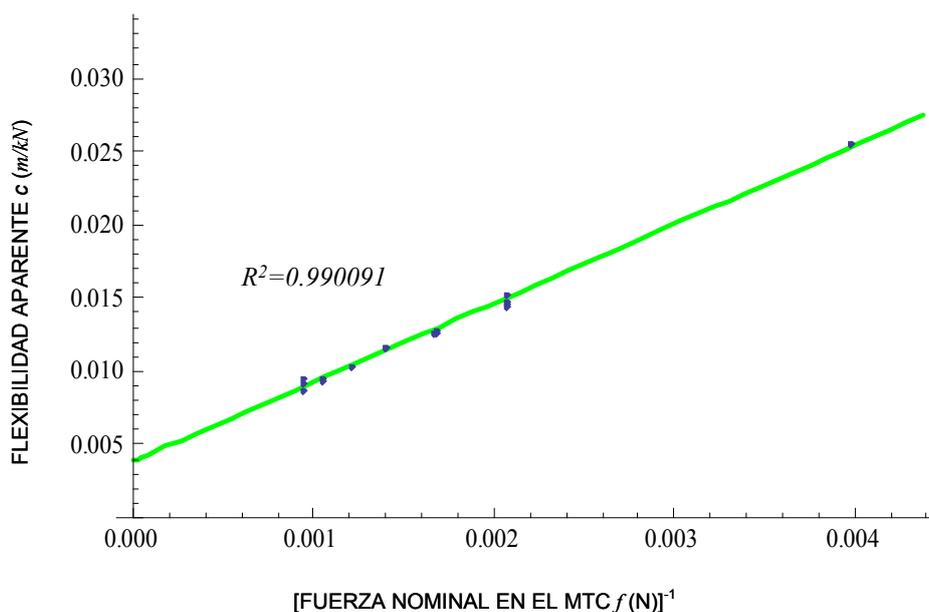
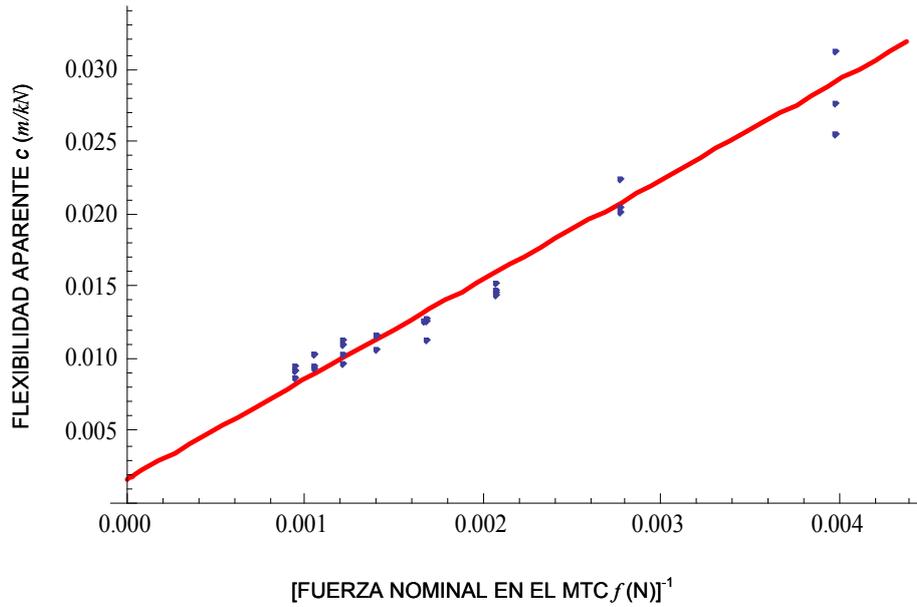
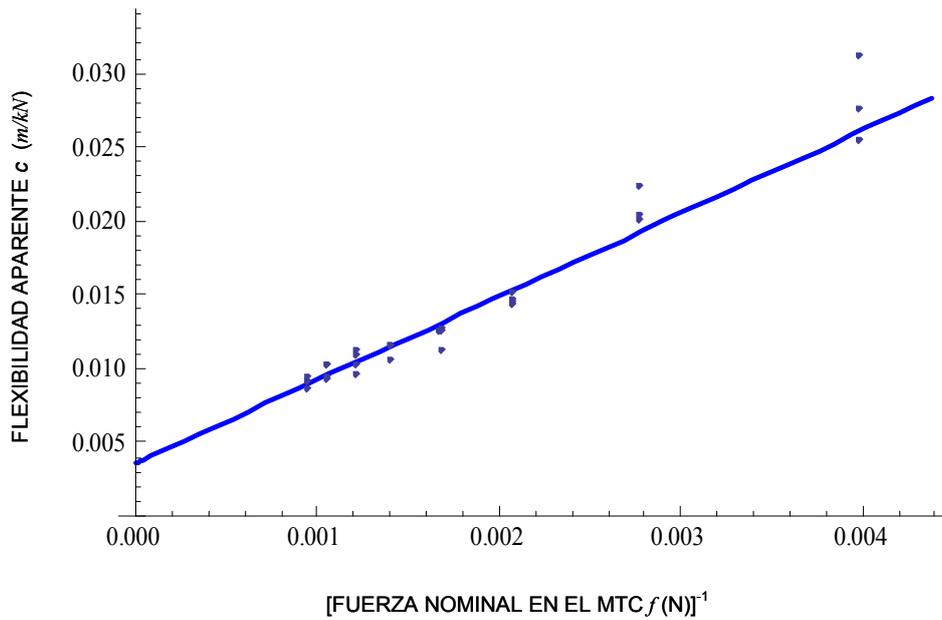


Figura 7. 25. Nube experimental resultante de la aplicación del método de mínimos cuadrados truncados para el MII (Rotación).

A continuación las figuras 7.26 y 7.27 representan lo mismo que la 7.25, pero usando ahora los enfoques de mínima distancia (MINDIN) y Tukey (TUKEY), respectivamente.



**Figura 7. 26.** Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de mínima distancia (MINDIN) para el MII (Rotación).



**Figura 7. 27.** Nube experimental resultante de la aplicación del procedimiento de Tukey (TUKEY) para el MII (Rotación).

Finalmente, para dar una idea global de los métodos empleados en el enfoque de flexibilidades, se muestran todos los resultados (4 rectas) en la figura 7.28 y sus correspondientes valores en la tabla 7.8.

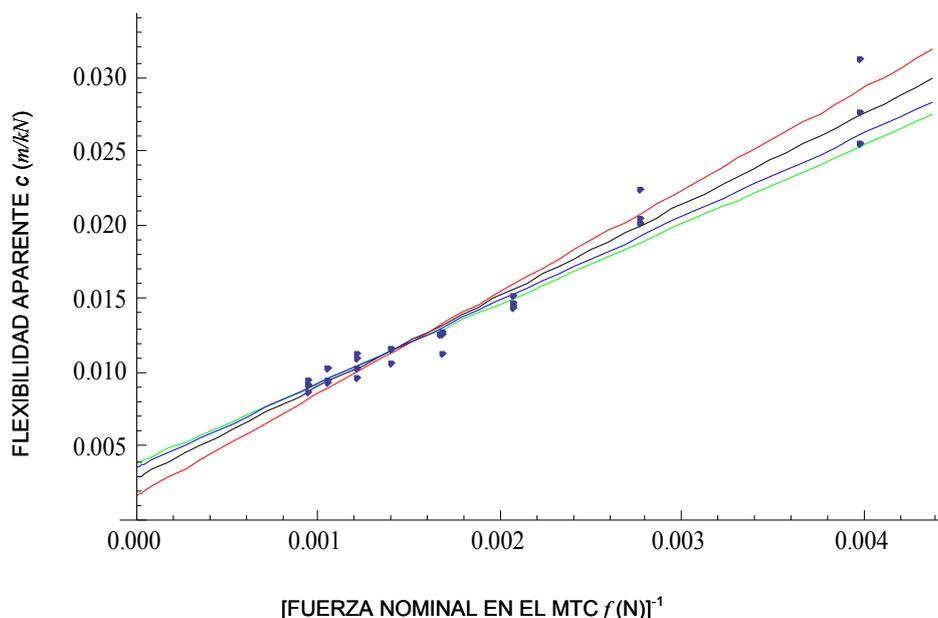


Figura 7. 28. Resultados de todos los métodos de ajustes basados en flexibilidades para el MII (Rotación). Rojo= TUKEY; Verde= MCFLEXTRUN; Negro= MCFLEX y Azul= MINDIN.

Tabla 7. 8. Resultados obtenidos a partir de los distintos métodos de ajuste para el MII (Rotación).

	$k_t$ (kN/m)	$k_{ss}$ ( $m^{-1}$ )
	4 Perturbaciones	4 Perturbaciones
MCRIG	239	193
MCFLEX	275	178
MCFLEXTRUN	244	191
MINDIN	260	186
TUKEY	248	188
R <sup>2</sup> (MCRIG)	0.93	0.93

Para el MII puede observarse (tanto en la figura 7.28 como en la tabla 7.8) que no hay una concentración de valores en ningún subconjunto de los métodos utilizados.

#### 7.4 Comentarios sobre los resultados obtenidos

En este apartado se hace una valoración de los resultados obtenidos para el sujeto tomado como referencia, sujeto 9 de la muestra completa.

Los comentarios se orientan de forma separada hacia las dos fases del procedimiento completo hasta obtener los valores separados de la rigidez del Sóleo y del AT.

En lo que respecta a la primera fase donde se hace la hipótesis de que el conjunto que se mueve se comporta como un sistema con 1 grado de libertad, los resultados obtenidos soportan sin género de duda que se trata de una hipótesis correcta. Las diferencias, en ambos procedimientos, entre la señal experimentalmente recogida y la resultante del ajuste en base a la hipótesis de 1 gdl, son ya a simple vista mínimas, y además se comprueba que se obtienen unos valores del coeficiente de correlación  $R^2$  muy elevados.

En lo que respecta a la segunda fase, donde se hace la hipótesis de que el MTC se comporta de acuerdo al modelo de Hill, la valoración tras el análisis de los resultados de un individuo no es tan concluyente. Ello puede deducirse tanto de forma visual en los diferentes ajustes realizados como de la observación de los valores de los coeficientes de correlación  $R^2$ , que, aunque aceptables, son significativamente más bajos que los correspondientes a la primera fase. Además de la hipótesis de Hill ya mencionada, también existe una incertidumbre asociada al procedimiento de reducción de datos, que puede llevar a valores diferentes. Por tanto, y en lo que respecta al estudio detallado de los resultados obtenidos para un individuo concreto, no puede obtenerse una conclusión general sobre el procedimiento de reducción de datos y consecuentemente, en el apartado siguiente se van a arrastrar todavía los valores asociados a los cinco procedimientos, en orden a comprobar si una visión global de todos los resultados correspondientes a todos los individuos, nos puede ayudar a dilucidar al menos el papel de cada uno de dichos procedimientos de reducción en lo que concierne al resultado final de esta fase: la separación de los valores de la rigidez aparente en los valores de rigidez de Sóleo y AT.

Hay que hacer en todo caso una mención al intervalo de masas considerado adecuado, con ambos procedimientos, para realizar los ensayos. En lo que concierne a la mínima masa a aplicar, se ha encontrado que dicho valor mínimo representativo es 10 kilos. Para valores de 5 kilos, se ha observado que la variabilidad en los resultados comienza a ser muy elevada, y tal y como se mencionó en el capítulo 5, para masas muy bajas, la almohadilla plantar comienza a jugar un cierto papel que altera los resultados que se obtienen.

En este sentido hay que mencionar que se han concebido, fabricado y ensayado artilugios especiales para poder realizar el ensayo con masas de 5 kilos o incluso menos. En el caso, por ejemplo, del dispositivo basado en la desplazamiento vertical de la antepierna, ello se consiguió prolongando al otro lado del punto de giro la palanca y colocando un contrapeso regulable. En realidad, estas masas corresponden a valores efectivos de masa mayor, debido al peso de elementos auxiliares que no pueden evitarse.

El bajar la masa mínima es de suma importancia dado que condiciona en gran medida la estimación de la pendiente de la curva de comportamiento de la rigidez en función de la fuerza, es decir el valor de la rigidez unitaria del Sóleo, y por esa razón se ha intentado bajar el valor mínimo de la masa. Lamentablemente no es posible obtener resultados satisfactorios por debajo del valor de 10 kilos anteriormente mencionado.

En lo que concierne al valor máximo, éste se ha fijado en 40 kilos, dado que por un lado los sujetos ya manifestaban cierta incomodidad con este valor, y que por otro lado se considera un peso bastante representativo de las cargas que pueden pasar por la antepierna en posición anatómica neutra.

## **7.5 Resultados globales para todos los sujetos de la muestra**

En este apartado se presentan los resultados de toda la muestra considerada en esta Tesis Doctoral e introducida en el Capítulo 5. A continuación en la tabla 7.9 se hace un sumario de las características más significativas de los individuos de la muestra.

En primer lugar en el apartado 7.5.1 se presentan los valores de los brazos de palanca en antepié y retropié. En el apartado 7.5.2 se presentan los resultados asociados al procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna y en el 7.5.3 los basados en el giro del tobillo.

Tabla 7. 9. Características de los individuos de la muestra.

Nº	EDAD	ALTURA	PESO	Lateralidad declarada	Nivel de Actividad Física	SEXO
SUJETO1	29	174	70	I	AF	HOMBRE
SUJETO2	21	176	75	D	AF	HOMBRE
SUJETO3	34	188	95	I	AFP	HOMBRE
SUJETO4	31	173	54	D/I	SAF	MUJER
SUJETO5	21	185	77	D	AFPS	HOMBRE
SUJETO6	37	178	84	D	AF	HOMBRE
SUJETO7	24	175	80	D	AFP	HOMBRE
SUJETO8	32	192	98	D	AF	HOMBRE
SUJETO9	31	160	56	D	SAF	MUJER
SUJETO10	32	172	60	D	SAF	MUJER
MEDIA	29.2	177.3	74.9	SÍMBOLOS	SAF= SIN ACTIVIDAD FÍSICA; AF= ACT. FÍS.REGULAR MODERADA; AFP= ACT. PROF.; AFPS= ACT. FÍSICA PROF.SIMÉTRICA.	
S.D	5.5	9.2	15.2	D;I;D/I		
C.V.	18.7	5.2	20.3			

### 7.5.1 Valores obtenidos de $R$ y $r$

Por su trascendencia en los valores finales de las rigideces del Sóleo y del AT, se incluyen a continuación los valores de los brazos de palanca de todos los individuos de la muestra, tabla 7.10.

Tabla 7. 10. Valores del cociente de los brazos de palanca,  $R$  (antepié)/  $r$  (retropié).

	MII			MID		
	R/r	S.D.	C.V.	R/r	S.D.	C.V.
SUJETO1	2.63	0.20	7.45	2.97	0.20	6.73
SUJETO2	2.35	0.24	10.05	2.71	0.15	5.68
SUJETO3	2.75	0.06	2.24	2.65	0.01	0.42
SUJETO4	3.18	0.08	2.37	2.94	0.04	1.33
SUJETO5	2.55	0.11	4.37	2.59	0.12	4.78
SUJETO6	2.26	0.14	6.17	2.17	0.03	1.59
SUJETO7	2.96	0.19	6.54	3.12	0.09	2.79
SUJETO8	2.85	0.09	3.10	2.93	0.09	3.20
SUJETO9	2.63	0.13	4.98	2.64	0.05	2.03
SUJETO10	2.57	0.08	2.92	2.61	0.21	7.96

En la tabla 7.10, en las columnas 2 y 5 se pueden observar los cocientes de los brazos de palanca de antepié y retropié para el MII y el MID respectivamente. En algunos casos, las diferencias en dichos valores entre ambos miembros inferiores está dentro del coeficiente de variación de la medida obtenida, pero la existencia de una diferencia entre los valores de ambos miembros inferiores mayor al C. V. justifica el que se hagan mediciones para ambos miembros y que sus valores medios diferentes sean tenidos en cuenta en el desarrollo matemático.

## 7.5.2 Procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna

A continuación se presenta, para el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, la separación de los valores de rigidez de Sóleo y AT para todos los elementos de la muestra de acuerdo al modelo de Hill ya explicado. En el apartado 7.5.2.1 se hace para el miembro inferior derecho y en el 7.5.2.2 para el izquierdo, en lo que concierne a los valores de rigidez, mientras que en el apartado 7.5.2.3 se presentan los valores de viscosidad.

### 7.5.2.1 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MID

La tabla 7.11 representa los valores de las rigideces de AT y Sóleo para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste. La rigidez del tendón se expresa en  $kN/m$  y la del Sóleo, que es por unidad de fuerza, en  $(kN/m)/kN$  o sea en  $m^{-1}$ .

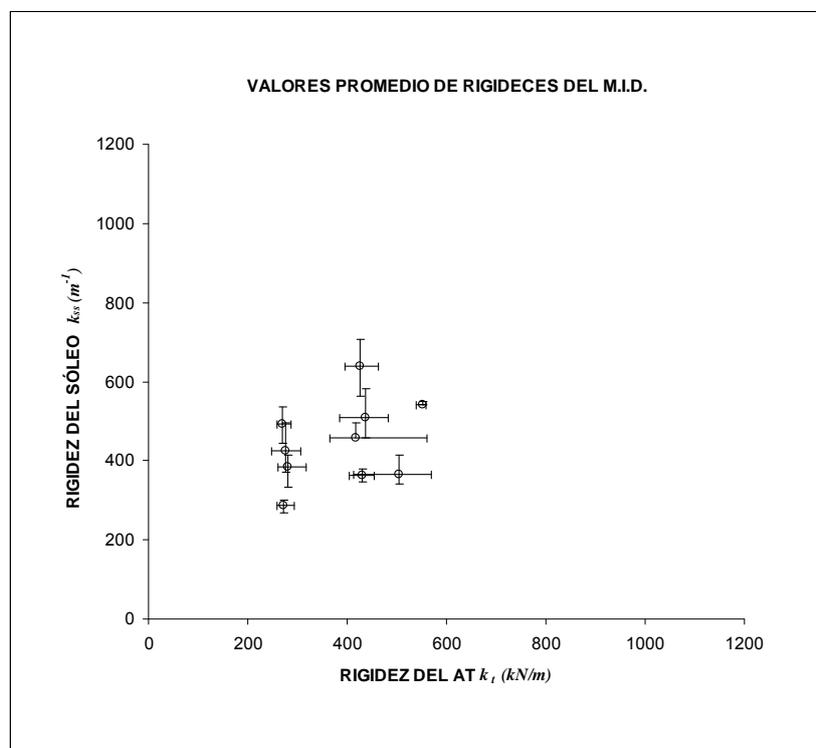
**Tabla 7. 11. Valores de las rigideces de Sóleo y AT para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste, para el MID y con un enfoque en desplazamiento vertical de la antepierna. También se muestra el valor máximo, mínimo y valor medio.**

		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXRUN	MINDIN	TUKEY	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.
SUJETO1	KTENDON	480	426	385	416	482	482	438	385
SUJETO2	KTENDON	281	264	283	262	317	317	281	262
SUJETO3	KTENDON	274	269	258	264	286	286	270	258
SUJETO4	KTENDON	452	404	414	431	455	455	431	404
SUJETO5	KTENDON	281	271	247	276	307	307	276	247
SUJETO6	KTENDON	264	293	280	269	259	293	273	259
SUJETO7	KTENDON	558	556	539	554	554	558	552	539
SUJETO8	KTENDON	399	397	463	432	443	463	427	397
SUJETO9	KTENDON	490	570	495	549	413	570	503	413
SUJETO10	KTENDON	377	366	394	392	560	560	418	366
SUJETO1	KSOLEO	462	515	582	525	457	582	508	457
SUJETO2	KSOLEO	383	412	377	414	332	414	383	332
SUJETO3	KSOLEO	485	495	536	510	443	536	494	443
SUJETO4	KSOLEO	345	371	379	365	348	379	362	345
SUJETO5	KSOLEO	410	426	496	426	370	496	426	370
SUJETO6	KSOLEO	290	268	289	291	300	300	288	268
SUJETO7	KSOLEO	540	541	549	542	542	549	543	540
SUJETO8	KSOLEO	663	667	563	603	706	706	640	563
SUJETO9	KSOLEO	373	342	362	341	413	413	366	341
SUJETO10	KSOLEO	483	496	478	475	356	496	458	356

Las cinco primeras columnas representan los valores de las rigideces de AT y Sóleo obtenidas por los cinco métodos de ajuste planteados en el capítulo 6. La columna primera en base a un enfoque en rigideces y las cuatro siguientes en base a un enfoque en flexibilidades (inversas de las rigideces) para que la nube de puntos se ajuste por una recta, utilizándose los métodos de Mínimos cuadrados (MCFLEX), mínimos cuadrados con truncamiento (MCFLEXRUN), Mínima distancia (MINDIN) y Tukey (TUKEY).

Las tres últimas columnas representan respectivamente los valores máximo, medio y mínimo de los 5 métodos empleados.

Una visión más intuitiva de la representatividad de estos valores se consigue con la figura 7.29. En ella se pretende representar de forma intuitiva la dispersión de los valores tanto en el AT como en el Sóleo. Así, representando en el eje horizontal la rigidez del AT y en el vertical la del Sóleo, un punto en la gráfica representa los valores medios de ambas rigideces, indicándose el intervalo de variabilidad en vertical y horizontal de los respectivos valores.



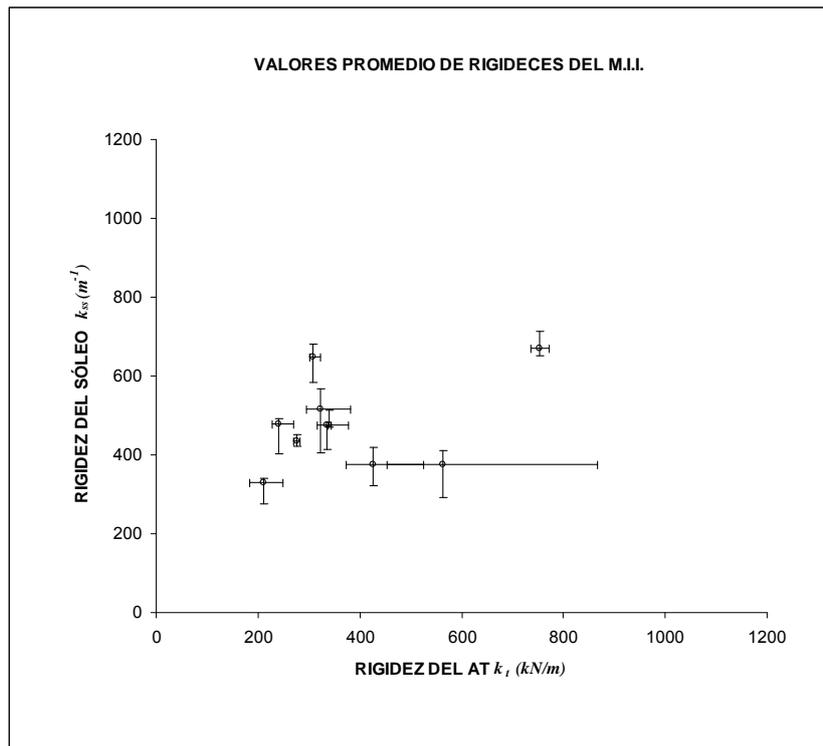
**Figura 7. 29.** Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el MID en base al enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.

### 7.5.2.2 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MII

A continuación se presentan la tabla 7.12 y la figura 7.30, similares a las anteriores, pero ahora para el MII.

**Tabla 7. 12. Valores de las rigideces de AT y Sóleo para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste, para el MII y con un enfoque en desplazamiento vertical de la antepierna. También se muestra el valor máximo, mínimo y valor medio.**

		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXRUN	MINDIN	TUKEY	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.	ERROR +	ERROR -
SUJETO1	KTENDON	324	303	381	296	307	381	322	296	59	26
SUJETO2	KTENDON	221	203	183	202	248	248	211	183	37	28
SUJETO3	KTENDON	342	340	337	344	338	344	340	337	3	3
SUJETO4	KTENDON	514	452	513	465	866	866	562	452	304	110
SUJETO5	KTENDON	241	228	230	229	270	270	240	228	30	12
SUJETO6	KTENDON	270	278	277	282	271	282	276	270	7	6
SUJETO7	KTENDON	773	750	749	756	735	773	753	735	20	18
SUJETO8	KTENDON	323	308	304	306	301	323	308	301	15	8
SUJETO9	KTENDON	433	416	381	374	526	526	426	374	99	52
SUJETO10	KTENDON	316	322	331	327	378	378	335	316	43	19
SUJETO1	KSOLEO	521	562	406	560	530	562	516	406	46	110
SUJETO2	KSOLEO	310	341	382	342	276	382	330	276	52	54
SUJETO3	KSOLEO	472	473	486	469	475	486	475	469	11	6
SUJETO4	KSOLEO	373	409	392	413	291	413	375	291	37	85
SUJETO5	KSOLEO	468	512	494	511	402	512	477	402	34	75
SUJETO6	KSOLEO	450	431	431	422	447	450	436	422	14	14
SUJETO7	KSOLEO	652	670	682	664	687	687	671	652	16	19
SUJETO8	KSOLEO	617	673	692	677	583	692	648	583	43	65
SUJETO9	KSOLEO	367	374	408	401	323	408	375	323	34	52
SUJETO10	KSOLEO	520	503	461	487	412	520	477	412	43	65



**Figura 7. 30. Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el MII en base al enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.**

### 7.5.2.3 Viscosidad

En el apartado 4.2, Ecuaciones del movimiento, se incluía la presencia de un amortiguador, de viscosidad  $C$ , en el comportamiento aparente del sistema. Dicha viscosidad  $C$  se relacionaba con los parámetros que se ajustan en cada registro de un impacto a través de la relación (4.13):

$$C = 2\gamma M \quad (4.13)$$

La rigidez  $C$  aparente del sistema se relaciona con la rigidez  $c$  aparente del MTC a través de la relación (4.15):

$$c = \left(\frac{R}{r}\right)^2 C \quad (4.15)$$

Dado que no se ha asignado viscosidad en el modelo empleado al tendón de Aquiles, el valor que se obtiene de aplicar los valores del ajuste según (4.13) y la posterior transformación (4.15) conduce directamente al valor de la viscosidad  $c$  en el Sóleo. A continuación se muestra en las tablas 7.13 y 7.14 los resultados obtenidos para el MID y el MII respectivamente. En ambas tablas, en la primera columna aparece el número de identificación del sujeto, a continuación el peso al que corresponde el ensayo y a continuación el valor medio de la viscosidad en unidades de  $Nw/(m/seg)$  correspondiente a los cuatro impactos realizados con el mismo peso. Las columnas siguientes dan información de la desviación típica y el coeficiente de variación del conjunto de valores correspondiente a los cuatro impactos. En la parte derecha de la tabla se ha reservado un espacio que resume la información de cada sujeto, incluyendo el valor medio correspondiente a los siete pesos ensayados, su desviación típica, su coeficiente de variación, así como sus valores máximos y mínimos.

**Tabla 7. 13. Valores de viscosidad correspondiente a cada individuo y cada peso para el MID, con su S.D. y C.V. La última columna recoge para cada individuo el valor medio de todos los pesos, su S.D. y C.V. y sus valores máximos y mínimos.**

NºDE SUJETO	PESO	VISCOSIDAD	S.D.	C.V.	sujeto (datos globales)	
sujeto 1	10 kg	250	18	7	254	Media
sujeto 1	15 kg	266	28	10	44	S.D.
sujeto 1	20 kg	234	61	26	17	C.V.
sujeto 1	25 kg	200	25	12	340	MAX
sujeto 1	30 kg	229	57	25	200	MIN
sujeto 1	35 kg	256	95	37		
sujeto 1	40 kg	340	32	10		
sujeto 2	10 kg	222	43	20	183	Media
sujeto 2	15 kg	183	28	16	25	S.D.
sujeto 2	20 kg	164	24	15	14	C.V.
sujeto 2	25 kg	146	40	28	222	MAX
sujeto 2	30 kg	196	36	18	146	MIN
sujeto 2	35 kg	195	28	15		
sujeto 2	40 kg	175	30	17		
sujeto 3	10 kg	199	15	7	231	Media
sujeto 3	15 kg	222	20	9	21	S.D.
sujeto 3	20 kg	250	9	4	9	C.V.
sujeto 3	25 kg	232	12	5	263	MAX
sujeto 3	30 kg	220	24	11	199	MIN
sujeto 3	35 kg	230	21	9		
sujeto 3	40 kg	263	51	20		
sujeto 4	10 kg	137	13	10	120	Media
sujeto 4	15 kg	147	17	11	22	S.D.
sujeto 4	20 kg	136	20	15	18	C.V.
sujeto 4	25 kg	113	20	18	147	MAX
sujeto 4	30 kg	83	58	70	83	MIN
sujeto 4	35 kg	118	28	24		
sujeto 4	40 kg	109	11	11		
sujeto 5	10 kg	177	28	16	199	Media
sujeto 5	15 kg	164	23	14	27	S.D.
sujeto 5	20 kg	212	9	4	14	C.V.
sujeto 5	25 kg	199	12	6	250	MAX
sujeto 5	30 kg	191	13	7	164	MIN
sujeto 5	35 kg	201	41	20		
sujeto 5	40 kg	250	11	4		
sujeto 6	10 kg	211	30	14	258	Media
sujeto 6	15 kg	238	28	12	39	S.D.
sujeto 6	20 kg	228	14	6	15	C.V.
sujeto 6	25 kg	242	13	5	316	MAX
sujeto 6	30 kg	270	31	12	211	MIN
sujeto 6	35 kg	302	34	11		
sujeto 6	40 kg	316	14	4		
sujeto 7	10 kg	129	8	6	138	Media
sujeto 7	15 kg	128	17	13	19	S.D.
sujeto 7	20 kg	145	19	13	14	C.V.
sujeto 7	25 kg	132	10	7	178	MAX
sujeto 7	30 kg	129	21	17	124	MIN
sujeto 7	35 kg	124	18	15		
sujeto 7	40 kg	178	18	10		
sujeto 8	10 kg	167	14	8	174	Media
sujeto 8	15 kg	178	16	9	18	S.D.
sujeto 8	20 kg	213	29	14	10	C.V.
sujeto 8	25 kg	162	37	23	213	MAX
sujeto 8	30 kg	169	24	14	161	MIN
sujeto 8	35 kg	170	31	18		
sujeto 8	40 kg	161	35	22		
sujeto 9	10 kg	162	29	18	174	Media
sujeto 9	15 kg	187	33	18	24	S.D.
sujeto 9	20 kg	182	35	19	14	C.V.
sujeto 9	25 kg	213	39	18	213	MAX
sujeto 9	30 kg	182	29	16	141	MIN
sujeto 9	35 kg	141	27	19		
sujeto 9	40 kg	151	32	21		
sujeto 10	10 kg	151	15	10	215	Media
sujeto 10	15 kg	174	8	5	42	S.D.
sujeto 10	20 kg	193	11	6	20	C.V.
sujeto 10	25 kg	233	15	6	260	MAX
sujeto 10	30 kg	252	32	13	151	MIN
sujeto 10	35 kg	245	22	9		
sujeto 10	40 kg	260	28	11		

**Tabla 7. 14. Valores de viscosidad correspondiente a cada individuo y cada peso para el MII, con su S.D. y C.V. La última columna recoge para cada individuo el valor medio de todos los pesos, su S.D. y C.V. y sus valores máximos y mínimos.**

NºDE SUJETO	PESO	VISCOSIDAD	S.D.	C.V.	sujeto (datos globales)	
sujeto 1	10 kg	245	18	7	280	Media
sujeto 1	15 kg	323	51	16	33	S.D.
sujeto 1	20 kg	259	40	15	12	C.V.
sujeto 1	25 kg	254	48	19	329	MAX
sujeto 1	30 kg	283	13	5	245	MIN
sujeto 1	35 kg	270	31	12		
sujeto 1	40 kg	329	105	32		
sujeto 2	10 kg	223	44	20	183	Media
sujeto 2	15 kg	192	24	13	24	S.D.
sujeto 2	20 kg	171	18	10	13	C.V.
sujeto 2	25 kg	148	34	23	223	MAX
sujeto 2	30 kg	188	33	18	148	MIN
sujeto 2	35 kg	192	34	17		
sujeto 2	40 kg	166	38	23		
sujeto 3	10 kg	287	24	8	297	Media
sujeto 3	15 kg	298	45	15	25	S.D.
sujeto 3	20 kg	285	33	12	8	C.V.
sujeto 3	25 kg	335	28	9	335	MAX
sujeto 3	30 kg	300	47	16	258	MIN
sujeto 3	35 kg	317	30	10		
sujeto 3	40 kg	258	31	12		
sujeto 4	10 kg	138	9	7	130	Media
sujeto 4	15 kg	123	18	15	21	S.D.
sujeto 4	20 kg	158	31	19	16	C.V.
sujeto 4	25 kg	120	27	23	158	MAX
sujeto 4	30 kg	104	20	19	104	MIN
sujeto 4	35 kg	154	63	41		
sujeto 4	40 kg	110	17	15		
sujeto 5	10 kg	229	19	8	246	Media
sujeto 5	15 kg	235	22	9	37	S.D.
sujeto 5	20 kg	232	21	9	15	C.V.
sujeto 5	25 kg	204	12	6	304	MAX
sujeto 5	30 kg	226	49	22	204	MIN
sujeto 5	35 kg	291	32	11		
sujeto 5	40 kg	304	39	13		
sujeto 6	10 kg	175	2	1	206	Media
sujeto 6	15 kg	192	13	7	24	S.D.
sujeto 6	20 kg	217	24	11	12	C.V.
sujeto 6	25 kg	200	31	16	248	MAX
sujeto 6	30 kg	191	28	15	175	MIN
sujeto 6	35 kg	219	30	14		
sujeto 6	40 kg	248	56	23		
sujeto 7	10 kg	110	8	7	139	Media
sujeto 7	15 kg	131	7	5	35	S.D.
sujeto 7	20 kg	131	18	13	25	C.V.
sujeto 7	25 kg	135	32	24	215	MAX
sujeto 7	30 kg	118	27	22	110	MIN
sujeto 7	35 kg	135	34	25		
sujeto 7	40 kg	215	79	37		
sujeto 8	10 kg	249	16	6	232	Media
sujeto 8	15 kg	232	21	9	27	S.D.
sujeto 8	20 kg	270	29	11	12	C.V.
sujeto 8	25 kg	246	28	11	270	MAX
sujeto 8	30 kg	212	47	22	186	MIN
sujeto 8	35 kg	186	16	9		
sujeto 8	40 kg	230	29	13		
sujeto 9	10 kg	168	11	7	147	Media
sujeto 9	15 kg	167	15	9	41	S.D.
sujeto 9	20 kg	185	16	8	28	C.V.
sujeto 9	25 kg	188	48	25	188	MAX
sujeto 9	30 kg	137	50	37	88	MIN
sujeto 9	35 kg	98	26	27		
sujeto 9	40 kg	88	18	20		
sujeto 10	10 kg	196	28	14	227	Media
sujeto 10	15 kg	215	15	7	33	S.D.
sujeto 10	20 kg	203	29	15	14	C.V.
sujeto 10	25 kg	216	33	15	295	MAX
sujeto 10	30 kg	235	24	10	196	MIN
sujeto 10	35 kg	233	24	10		
sujeto 10	40 kg	295	67	23		

Una mejor visualización de los resultados de la viscosidad contenidos en las tablas 7.13 y 7.14 se obtiene representando para cada sujeto el valor de las viscosidades correspondientes a ambas piernas, lo que se hace en las figuras 7.31 a 7.40. En todas ellas, para ayudar a entrever mejor una potencial evolución del valor de la viscosidad con el peso del ensayo, se ha dibujado una evolución lineal basada en una aproximación por mínimos cuadrados.

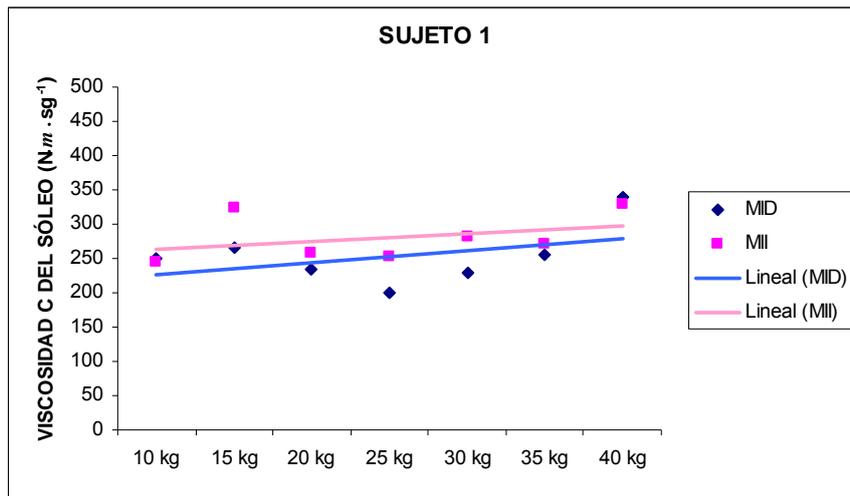


Figura 7. 31. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 1 en Traslación.

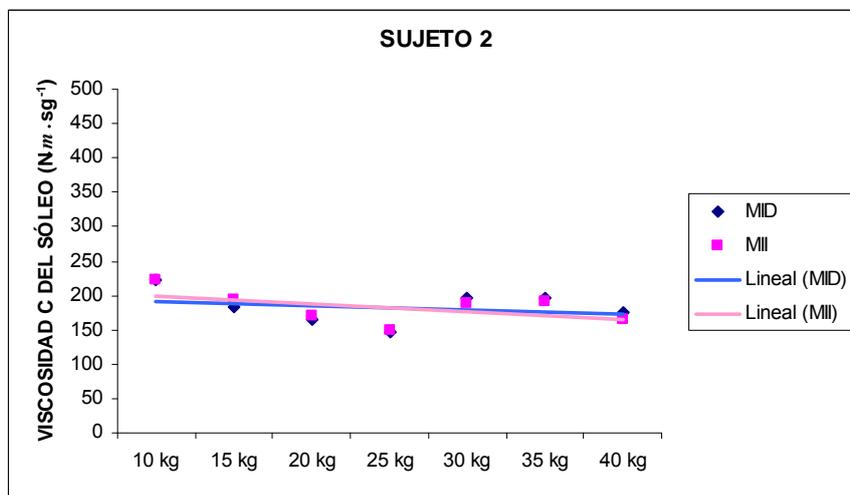


Figura 7. 32. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 2 en Traslación.

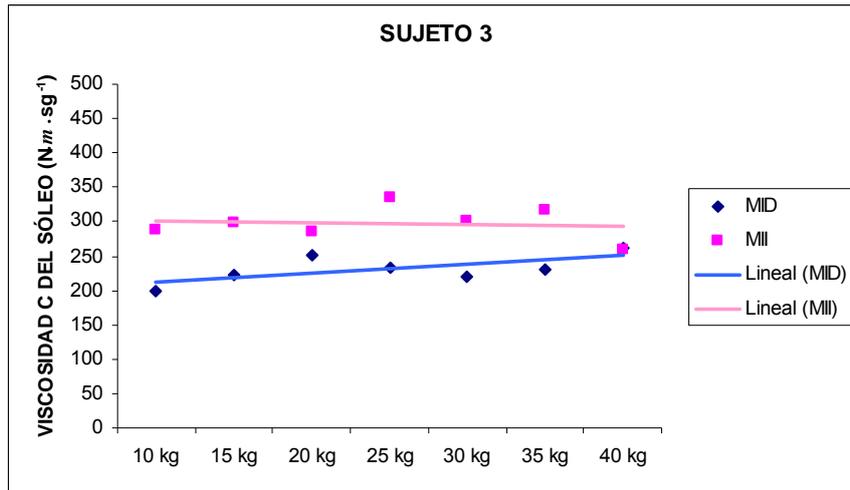


Figura 7. 33. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 3 en Traslación.

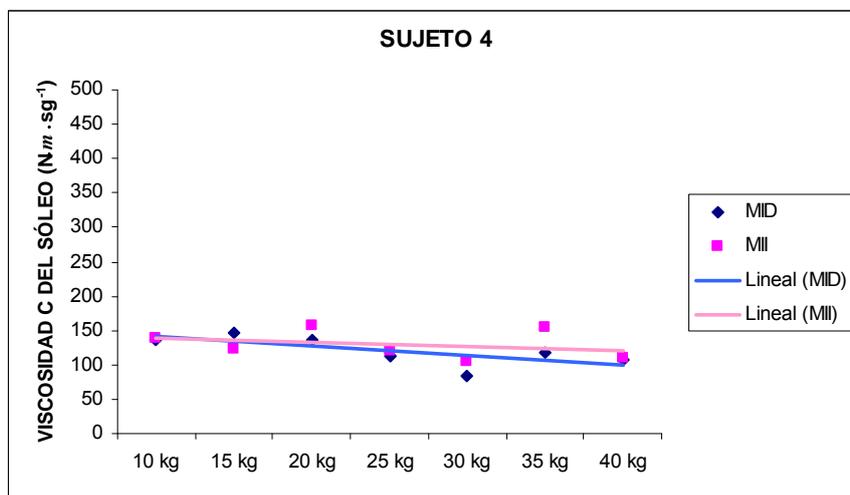


Figura 7. 34. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 4 en Traslación.

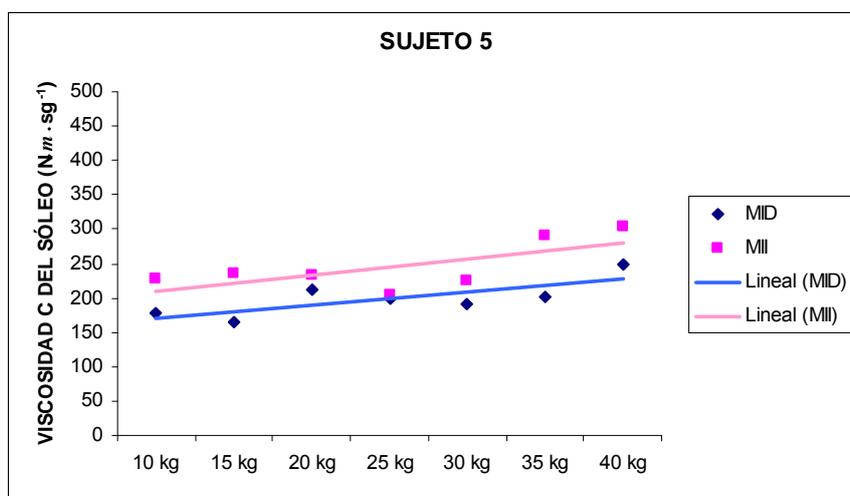


Figura 7. 35. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 5 en Traslación.

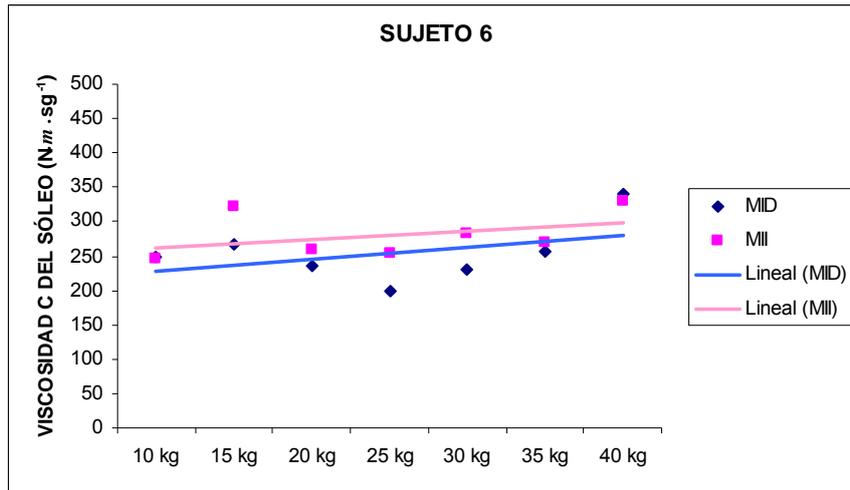


Figura 7. 36. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 6 en Traslación.

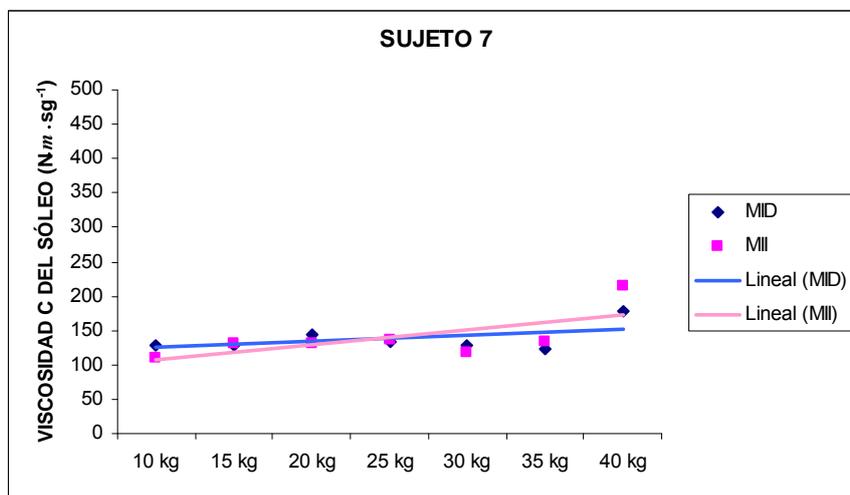


Figura 7. 37. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 7 en Traslación.

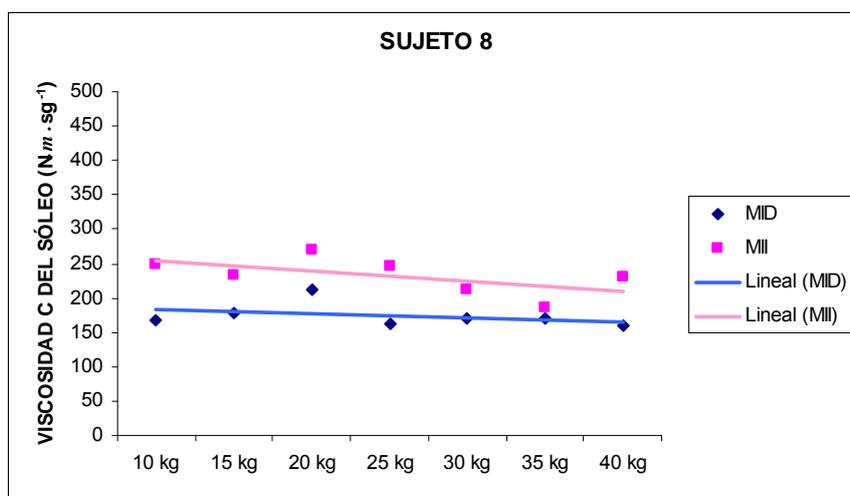


Figura 7. 38. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 8 en Traslación.

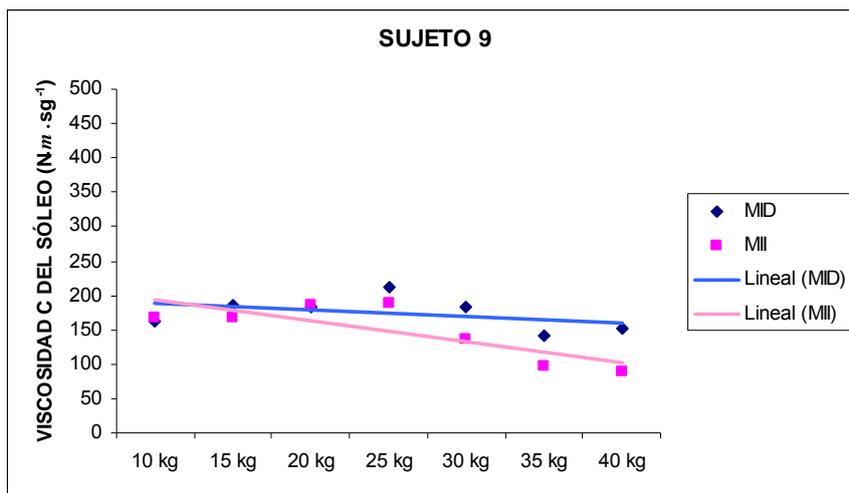


Figura 7. 39. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 9 en Traslación.

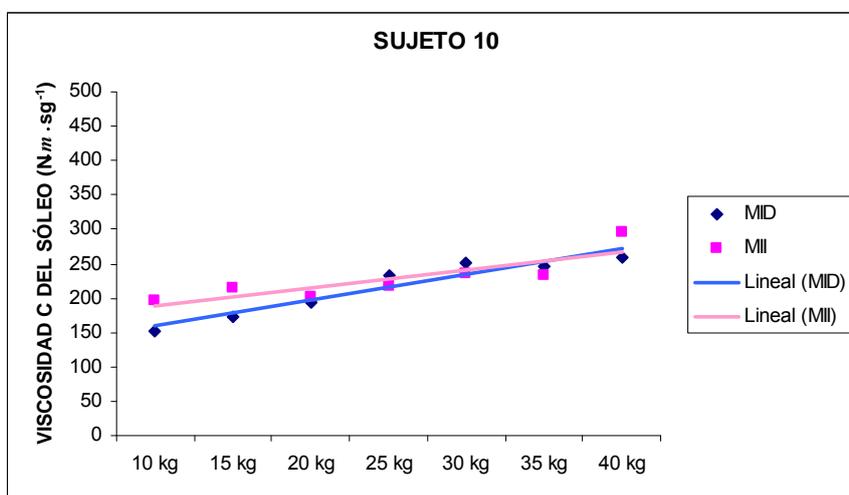


Figura 7. 40. Valores de viscosidad a partir de cada peso ensayado para el sujeto 10 en Traslación.

En general, puede decirse que la suposición realizada de que la viscosidad tiene un valor constante, independiente de la carga que solicita el músculo, resulta razonablemente verificada por la evidencia experimental. Esto es bastante evidente en los sujetos 2, 3 y 8, mientras que los sujetos 1, 5, 6, 7 y 10 presentan una tendencia ligeramente ascendente con el peso, mientras que dicha tendencia es ligeramente descendente en los sujetos 4 y 9.

En todo caso es remarcable el hecho de que las ligeras tendencias observadas se mantienen para ambas piernas, aunque en algunos casos pueda haber diferencias en los valores obtenidos para las dos.

Para tener una idea más directa de la variabilidad de los valores de la viscosidad para los diferentes sujetos de la muestra, se presentan dichos valores (los valores medios para toda la gama de ensayos y pesos para cada sujeto) para ambos miembros inferiores y para los 10 sujetos en las figuras 7.41 y 42, para el MID y el MID respectivamente. La figura 7.43 representa lo mismo pero incluyendo el rango de variación de cada individuo.

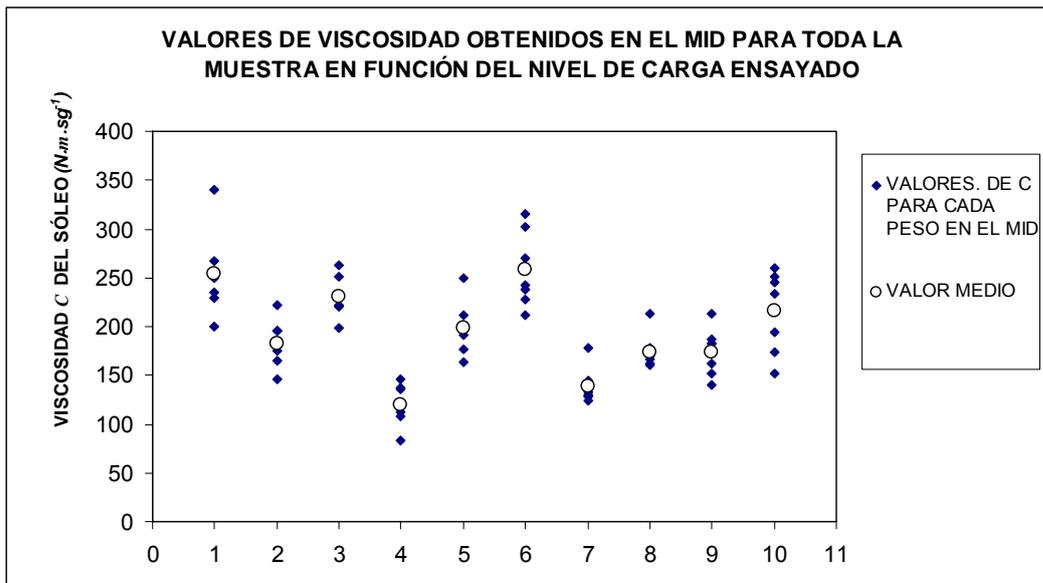


Figura 7. 41. Valores de viscosidad en el MID para cada sujeto de la muestra.

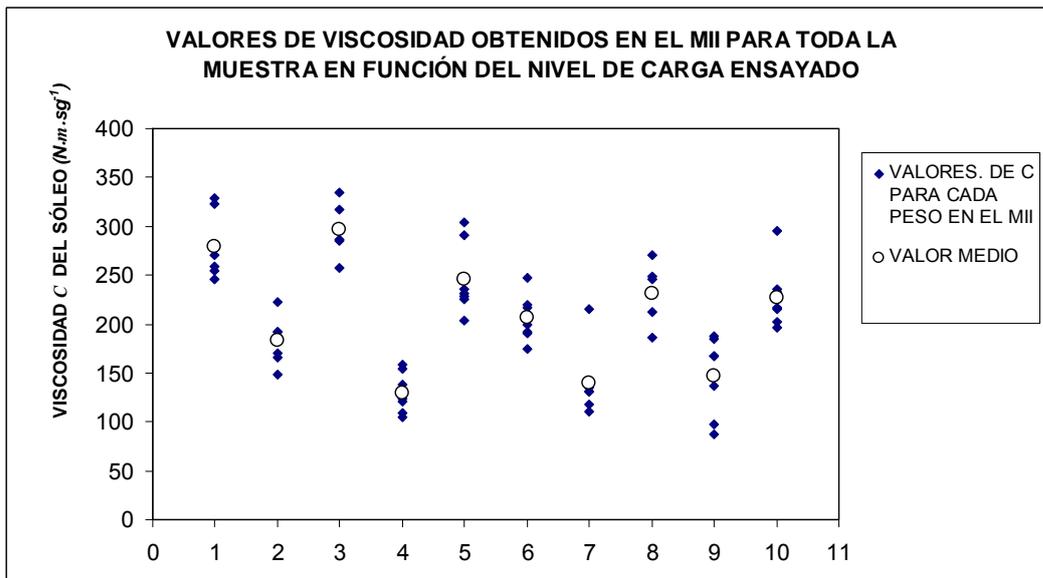
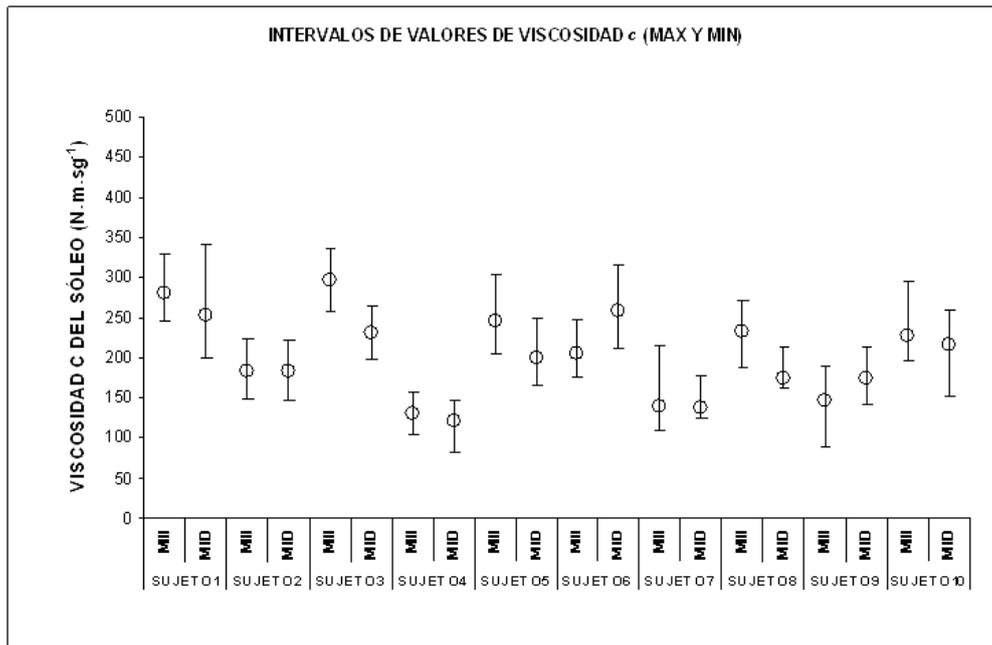


Figura 7. 42. Valores de viscosidad en el MII para cada sujeto de la muestra.



**Figura 7. 43. Valores de viscosidad en ambos miembros inferiores para cada sujeto de la muestra (valores máximos, valores mínimos y valores promedios).**

Puede observarse que existe un rango de variación significativo, tanto dentro de un mismo sujeto, como entre sujetos. Los valores medios de toda la muestra tratada en este trabajo,  $202 \text{ Nw}/(\text{m}/\text{seg})$ , están por debajo de los publicados por Babic (Babic & Lenarcic, 2004)  $356 \text{ Nw}/(\text{m}/\text{seg})$ , también para una muestra de 10 sujetos. Hay que hacer constar que la comparación es solo orientativa dado que aquí se está utilizando el enfoque de vibración libre basada en el desplazamiento vertical de la antepierna mientras que Babic y Lenarcic utilizan el enfoque basado en la rotación del pie alrededor de la articulación del tobillo.

### 7.5.3 Procedimiento basado en el giro de la articulación del tobillo

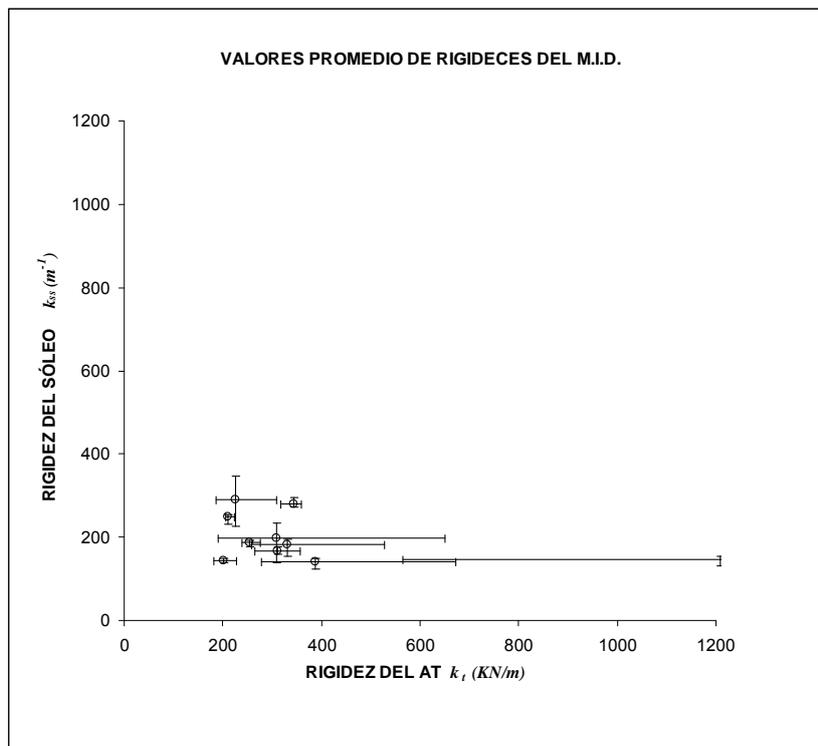
Un tratamiento de los resultados similar al realizado en el apartado anterior para el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna se realiza ahora para el enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo, para los valores de las rigideces de Sóleo y AT.

#### 7.5.3.1 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MID

A continuación se presentan, tabla 7.15 y figura 7.44, los valores de rigideces para Sóleo y AT y sus dispersiones, para el MID.

**Tabla 7. 15. Valores de las rigideces de AT y Sóleo para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste, para el MID y con un enfoque de giro de la articulación del tobillo.**

		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXTRUN	MINDIN	TUKEY	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.
SUJETO1	KTENDON	639	564	608	577	3653	3653	1208	564
SUJETO2	KTENDON	278	284	399	302	673	673	387	278
SUJETO3	KTENDON	317	278	259	273	527	527	331	259
SUJETO4	KTENDON	186	209	212	210	308	308	225	186
SUJETO5	KTENDON	293	356	265	331	313	356	311	265
SUJETO6	KTENDON	182	200	198	200	228	228	201	182
SUJETO7	KTENDON	333	359	358	350	318	359	344	318
SUJETO8	KTENDON	214	279	191	208	651	651	309	191
SUJETO9	KTENDON	239	275	244	260	248	275	253	239
SUJETO10	KTENDON	207	208	224	210	206	224	211	206
SUJETO1	KSOLEO	152	155	148	150	130	155	147	130
SUJETO2	KSOLEO	150	148	142	148	124	150	142	124
SUJETO3	KSOLEO	180	191	195	191	155	195	182	155
SUJETO4	KSOLEO	346	289	296	291	227	346	290	227
SUJETO5	KSOLEO	172	160	178	161	165	178	167	160
SUJETO6	KSOLEO	150	144	146	143	138	150	144	138
SUJETO7	KSOLEO	289	273	272	273	296	296	281	272
SUJETO8	KSOLEO	219	181	235	220	138	235	199	138
SUJETO9	KSOLEO	193	178	191	186	188	193	187	178
SUJETO10	KSOLEO	255	252	232	251	254	255	249	232



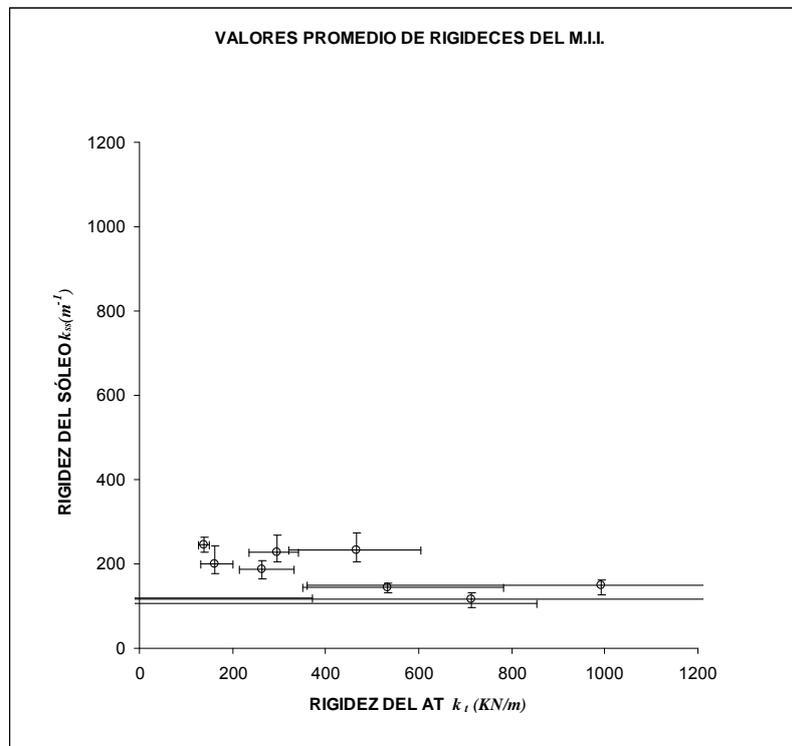
**Figura 7. 44. Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el MID en base al enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo.**

**7.5.3.2 Valores de rigidez de Sóleo y AT en el MII**

A continuación se presentan, tabla 7.16 y figura 7.45, los valores de rigideces para Sóleo y AT y sus dispersiones, para el MII.

**Tabla 7. 16. Valores de las rigideces de AT y Sóleo para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste, para el MII y con un enfoque de giro de la articulación del tobillo.**

		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXTRUN	MINDIN	TUKEY	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.
SUJETO1	KTENDON	555	350	579	397	781	781	532	350
SUJETO2	KTENDON	422	514	854	533	-7160	854	-967	-7160
SUJETO3	KTENDON	437	361	509	520	3135	3135	992	361
SUJETO4	KTENDON	322	427	480	503	604	604	467	322
SUJETO5	KTENDON	481	1330	953	1229	-424	1330	714	-424
SUJETO6	KTENDON	150	201	131	177	152	201	162	131
SUJETO7	KTENDON	308	299	234	299	341	341	296	234
SUJETO8	KTENDON	150	140	128	129	142	150	138	128
SUJETO9	KTENDON	237	332	216	291	239	332	263	216
SUJETO10	KTENDON	371	304	304	340	-2445	371	-225	-2445
SUJETO1	KSOLEO	139	154	138	152	132	154	143	132
SUJETO2	KSOLEO	114	110	104	110	97	114	107	97
SUJETO3	KSOLEO	154	162	149	151	126	162	149	126
SUJETO4	KSOLEO	273	227	232	222	205	273	232	205
SUJETO5	KSOLEO	132	117	118	118	95	132	116	95
SUJETO6	KSOLEO	201	177	242	183	202	242	201	177
SUJETO7	KSOLEO	218	222	269	222	206	269	227	206
SUJETO8	KSOLEO	227	243	258	264	232	264	245	227
SUJETO9	KSOLEO	193	165	208	173	194	208	187	165
SUJETO10	KSOLEO	120	124	128	124	97	128	119	97



**Figura 7. 45. Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el MII en base al enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo.**

### 7.6 Valoración de los resultados

Los resultados de esta Tesis Doctoral se enmarcan en dos niveles asociados a las dos grandes hipótesis que se han manejado a lo largo de la misma.

En primer lugar, para proceder a la toma de valores experimentales representativos del comportamiento del MTC, se ha supuesto que existe, en los dos enfoques considerados (uno basado en el desplazamiento vertical de la antepierna y otro

basado en el giro de la articulación del tobillo), una parte del cuerpo humano que se comporta como un sistema de un grado de libertad amortiguado. En ambos enfoques se han conseguido registrar evoluciones de los parámetros representativos (fuerzas en células de carga) que muestran de forma inequívoca la adecuación de la hipótesis y la representatividad de los valores de los distintos parámetros que de ella se derivan. Esta afirmación viene avalada por la observación de los 128 ensayos incluidos en la Tesis para un sujeto y que es representativa de los 1280 ensayos cuyos resultados derivados de los propios ensayos se incluyen en la Tesis. La discusión sobre estos valores (rigidez aparente) se hará en el capítulo 8.

En lo que concierne a la segunda hipótesis, el comportamiento de acuerdo al modelo de Hill del MTC, la valoración de los resultados resulta más compleja, pues los mismos no solo dependen de la hipótesis en sí, sino del método de reducción de datos que se emplee.

Es aparente que en los cuatro casos (los dos enfoques y los dos miembros) hay una mayor dispersión en las rigideces del AT que en las del Sóleo, siendo este efecto mucho más nítido en el enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo.

En todo caso, de la inspección de los resultados obtenidos con los 5 métodos de ajuste, resulta muy aparente que el método de Tukey es el que contribuye de manera significativa a la dispersión que se observa y no es por tanto adecuado para el tipo de muestra que se está utilizando. La razón es que el método de Tukey requiere una nube más poblada y además con un mayor número de puntos en las zonas extremas de la recta de ajuste. En todo caso, hay que incidir en que el método de Tukey se tomó en consideración originalmente porque con nubes de puntos concentradas en ciertos valores de carga (10, 25 y 40 kgs.), evitando tener que hacer así un protocolo que incluyera un gran número de ensayos asociados a todos los pesos, este método arrojó valores aparentemente más consistentes que el resto.

Por otro lado, no se han observado grandes diferencias en lo que concierne al uso de un enfoque basado en flexibilidad frente al de rigidez. Como se estableció en el capítulo 6 los enfoques en flexibilidad se adoptaron al conducir la interpolación a una recta, en la creencia de que había más conocimientos asociados a la regresión lineal que a la curva derivada del modelo de Hill en un enfoque en rigidez.

La experiencia muestra que los resultados obtenidos en el enfoque en rigidez y en los tres métodos basados en el enfoque en flexibilidad restantes, son muy similares entre sí, y en lo que sigue, lo que ya se hará en el capítulo 8, se tomará en esta Tesis como valor representativo de las rigideces independientes de Sóleo y AT, el valor medio de los cuatro métodos resultantes de eliminar el procedimiento de Tukey.

## CAPITULO 8: DISCUSIÓN

### **8.1 Introducción**

En el capítulo 7 se han presentado los resultados correspondientes a los ensayos realizados con una muestra de diez individuos. En el presente capítulo se va a hacer una valoración de los resultados obtenidos en orden a establecer la representatividad de los mismos y a explorar la posibilidad de establecer correlaciones con parámetros o conceptos asociados a la fisiología deportiva.

Esto se va a realizar a dos niveles. Si bien el objetivo último del desarrollo de esta Tesis era la obtención de los valores de las rigideces del Sóleo y AT, se ha podido comprobar la laboriosidad del procedimiento, que puede resultar incompatible con una evaluación rápida del estado de un deportista. Además en la separación de estos valores interviene el modelo de comportamiento del MTC, el modelo de Hill en esta Tesis. Por ello aunque en el apartado 8.3 se realizará una valoración de los resultados en base a los valores de rigidez de Sóleo y AT, en el apartado 8.2 se realizará también sobre los valores de rigidez aparente, los que se obtienen después de realizar el ensayo y que solo tienen la hipótesis de comportamiento de un elemento corporal como un sistema con un grado de libertad, hipótesis que se satisface, tal como se ha contrastado experimentalmente. Se trata además de comprobar si los valores de rigidez aparente referidos a una carga son representativos del comportamiento del MTC para otras cargas, lo que reduciría el ensayo sobre el sujeto a un tiempo muy breve.

### **8.2 Valoración de los resultados de la rigidez aparente del MTC**

En primer lugar se presentan los resultados obtenidos en diferentes tablas y gráficas para a continuación hacer una valoración del conjunto.

Las Tablas 8.1, 2 y 3 representan los valores de la rigidez aparente del MTC en el enfoque de desplazamiento vertical de la antepierna para 15, 25 y 35 kgs, respectivamente. Estos valores han sido escogidos por ser los más representativos y por su alta consistencia a lo largo de todo el proceso de obtención de la medida.

**Tabla 8. 1. Rigideces aparentes del MTC para todos los individuos de la muestra en el enfoque de desplazamiento vertical de la antepierna (Traslación) para una masa de 15 Kgs.**

PESO	15KG		TRASLACIÓN	
	RIGIDEZ APARENTE $k (kN \cdot m^{-1})$		$k / f (m^{-1})$	
	MII	MID	MII	MID
SUJETO1	167	197	0.28	0.28
SUJETO2	103	138	0.18	0.21
SUJETO3	181	154	0.24	0.22
SUJETO4	173	156	0.25	0.24
SUJETO5	131	133	0.22	0.22
SUJETO6	138	93	0.23	0.18
SUJETO7	329	235	0.38	0.31
SUJETO8	194	232	0.24	0.29
SUJETO9	151	160	0.26	0.27
SUJETO10	164	172	0.26	0.27
MEDIA	173	167	0.25	0.25
S.D.	60.90	44.31	0.05	0.04
C.V. (%)	35.17	26.51	20.43	16.63

**Tabla 8. 2. Rigideces aparentes del MTC para todos los individuos de la muestra en el enfoque de desplazamiento vertical de la antepierna (Traslación) para una masa de 25 Kgs.**

PESO	25KG		TRASLACIÓN	
	RIGIDEZ APARENTE $k (kN \cdot m^{-1})$		$k / f (m^{-1})$	
	MII	MID	MII	MID
SUJETO1	176	225	0.21	0.24
SUJETO2	113	153	0.15	0.17
SUJETO3	203	172	0.20	0.18
SUJETO4	198	195	0.21	0.21
SUJETO5	142	153	0.18	0.19
SUJETO6	158	121	0.20	0.16
SUJETO7	372	272	0.33	0.27
SUJETO8	216	241	0.21	0.24
SUJETO9	188	192	0.24	0.24
SUJETO10	183	193	0.21	0.22
MEDIA	195	191	0.21	0.21
S.D.	69.28	45.17	0.05	0.04
C.V. (%)	35.51	23.60	22.34	16.87

**Tabla 8. 3. Rigideces aparentes del MTC para todos los individuos de la muestra en el enfoque de desplazamiento vertical de la antepierna (Traslación) para una masa de 35 Kgs.**

PESO	35KG		TRASLACIÓN	
	RIGIDEZ APARENTE $k (kN \cdot m^{-1})$		$k / f (m^{-1})$	
	MII	MID	MII	MID
SUJETO1	209	264	0.19	0.21
SUJETO2	120	161	0.13	0.15
SUJETO3	222	196	0.18	0.16
SUJETO4	244	217	0.20	0.19
SUJETO5	166	157	0.16	0.17
SUJETO6	166	137	0.16	0.14
SUJETO7	413	308	0.29	0.24
SUJETO8	207	279	0.18	0.22
SUJETO9	181	190	0.18	0.18
SUJETO10	207	224	0.19	0.20
MEDIA	214	213	0.19	0.19
S.D.	78.34	56.22	0.04	0.03
C.V. (%)	36.69	26.35	22.72	16.66

Las dos primeras columnas corresponden a los valores de rigidez aparente del MII y MID respectivamente. Las dos columnas de la derecha representan la rigidez unitaria en relación a la fuerza nominal, es decir, corresponden al valor de la rigidez aparente dividida entre la fuerza nominal  $f$  que pasa por el AT, para la masa nominal considerada en cada caso y correspondiente a la posición de equilibrio, antes o al cabo de cierto tiempo de haber producido el impacto.

Las Tablas 8.4, 5 y 6 representan los valores de la rigidez aparente del MTC en el enfoque de giro de la articulación de la antepierna para 15, 25 y 35 kgs, respectivamente.

**Tabla 8. 4. Rigideces aparentes del MTC para todos los individuos de la muestra en el enfoque de la capacidad de giro de la articulación del tobillo (Rotación) para una masa de 15 Kgs.**

PESO	15KG		ROTACION	
	RIGIDEZ APARENTE $k(kN \cdot m^{-1})$		$k/f(m^{-1})$	
	MII	MID	MII	MID
SUJETO1	63	75	0.13	0.14
SUJETO2	43	57	0.10	0.11
SUJETO3	49	69	0.10	0.14
SUJETO4	103	89	0.17	0.16
SUJETO5	51	68	0.11	0.14
SUJETO6	58	44	0.13	0.11
SUJETO7	90	113	0.16	0.20
SUJETO8	65	75	0.13	0.14
SUJETO9	68	71	0.14	0.15
SUJETO10	48	83	0.10	0.17
MEDIA	64	74	0.13	0.15
S.D.	19.23	18.67	0.03	0.03
C.V. (%)	30.10	25.08	20.14	17.73

**Tabla 8. 5. Rigideces aparentes del MTC para todos los individuos de la muestra en el enfoque de la capacidad de giro de la articulación del tobillo (Rotación) para una masa de 25 Kgs.**

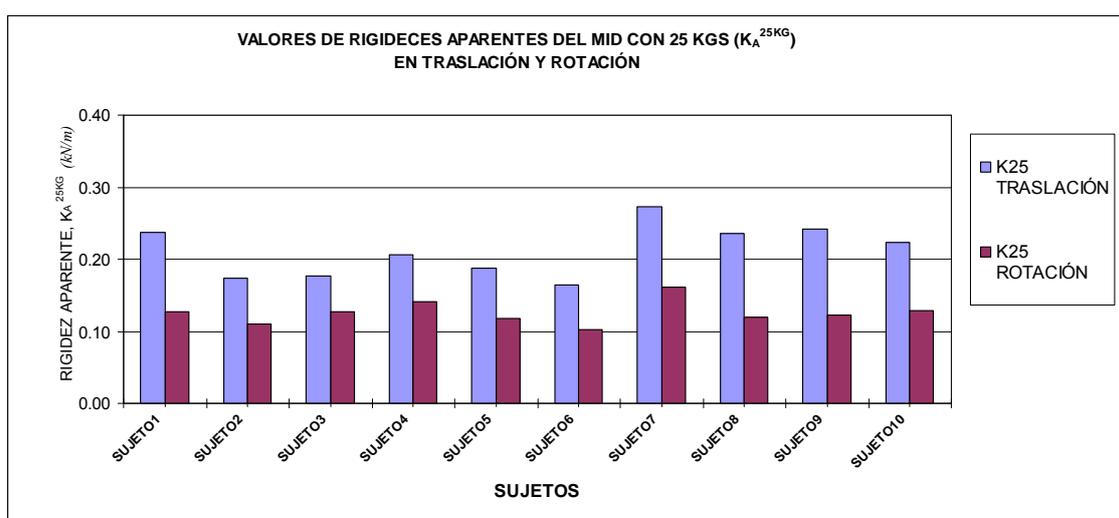
PESO	25KG		ROTACION	
	RIGIDEZ APARENTE $k(kN \cdot m^{-1})$		$k/f(m^{-1})$	
	MII	MID	MII	MID
SUJETO1	82	100	0.11	0.13
SUJETO2	65	82	0.10	0.11
SUJETO3	79	92	0.11	0.13
SUJETO4	147	117	0.16	0.14
SUJETO5	78	86	0.11	0.12
SUJETO6	71	60	0.11	0.10
SUJETO7	109	138	0.13	0.16
SUJETO8	98	98	0.10	0.12
SUJETO9	88	89	0.12	0.12
SUJETO10	66	95	0.09	0.13
MEDIA	88	96	0.12	0.13
S.D.	24.83	20.80	0.02	0.02
C.V. (%)	28.15	21.74	17.91	13.15

**Tabla 8. 6. Rigideces aparentes del MTC para todos los individuos de la muestra en el enfoque de la capacidad de giro de la articulación del tobillo (Rotación) para una masa de 35 Kgs.**

PESO	35KG			
	RIGIDEZ APARENTE $k (kN \cdot m^{-1})$		ROTACION	
	MII	MID	MII	MID
SUJETO1	104	134	0.11	0.13
SUJETO2	78	94	0.11	0.11
SUJETO3	112	110	0.11	0.11
SUJETO4	161	110	0.13	0.10
SUJETO5	99	108	0.11	0.11
SUJETO6	80	70	0.09	0.09
SUJETO7	133	167	0.12	0.15
SUJETO8	94	107	0.09	0.10
SUJETO9	102	104	0.11	0.11
SUJETO10	97	109	0.10	0.11
MEDIA	106	111	0.11	0.11
S.D.	24.92	25.18	0.01	0.02
C.V. (%)	23.51	22.64	12.24	13.95

Lo primero que puede observarse de las tablas anteriores es la diferencia cuantitativa entre los resultados obtenidos con los dos procedimientos y que ya ha sido comentada anteriormente. Ello es debido como ya se ha dicho a la diferente frecuencia encontrada en los dos enfoques, más elevada en el desplazamiento vertical de la antepierna que en el giro de la articulación del tobillo.

Sin embargo aún puede profundizarse algo más en las diferencias entre ambos enfoques. Así, tal como se puede apreciar, la distribución para el MID de los valores de las rigideces aparentes correspondientes a una masa de 25 kgs, con los dos procedimientos, es diferente en lo cuantitativo, pero no lo es tanto en lo cualitativo en lo que a la distribución de valores en los individuos se refiere, figura 8.1.



**Figura 8. 1. Valores de las rigideces aparentes para el MID con los dos enfoques y para una masa nominal de 25 kgs.**

Así, los individuos con mayor (o menor) valor de la rigidez en un procedimiento mantienen la tendencia en el otro procedimiento.

Por el contrario, puede observarse que en el caso del MII existe una gran disparidad en la comparación cualitativa de resultados entre ambos procedimientos, figura 8.2.

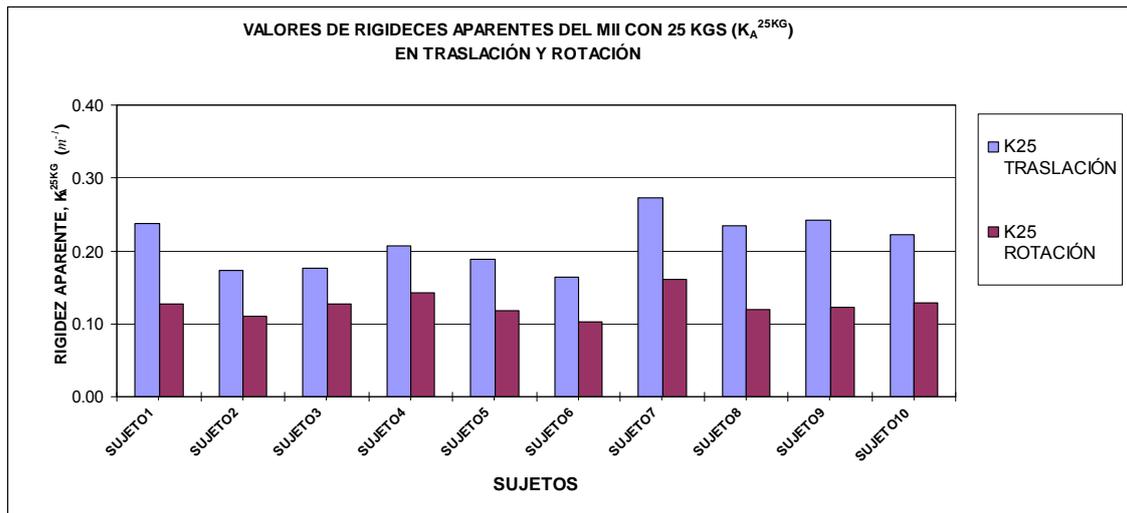


Figura 8. 2. Valores de las rigideces aparentes para el MII con los dos enfoques y para una masa nominal de 25 kgs.

La explicación de este hecho está en la naturaleza del diseño de los equipos. Así, mientras que el equipo basado en el desplazamiento vertical de la antepierna es igualmente válido para los dos miembros inferiores, el basado en el giro de la articulación del tobillo no lo es, debido a la asimetría del pórtico que soporta el sistema de transmisión de la fuerza. Este hecho ya se pone de manifiesto por parte de los sujetos al realizar el ensayo y añadía desde el primer momento incertidumbres a los resultados del miembro inferior izquierdo con este enfoque. Se han realizado y transcrito todos los resultados por complitud, si bien la realización de ensayos con este enfoque para el MII, con la misma representatividad que para el MID, requeriría de la realización de otro banco de ensayos, simétrico al anterior o uno nuevo que permitiera la aplicación de la carga a ambas piernas de forma simétrica.

En orden a facilitar para el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna la comparación de resultados, se muestra en la figura 8.3 los valores aparentes de las rigideces del MID y MII para todos los individuos de la muestra, y para el caso de masa 25 kgs tomada como representativa.

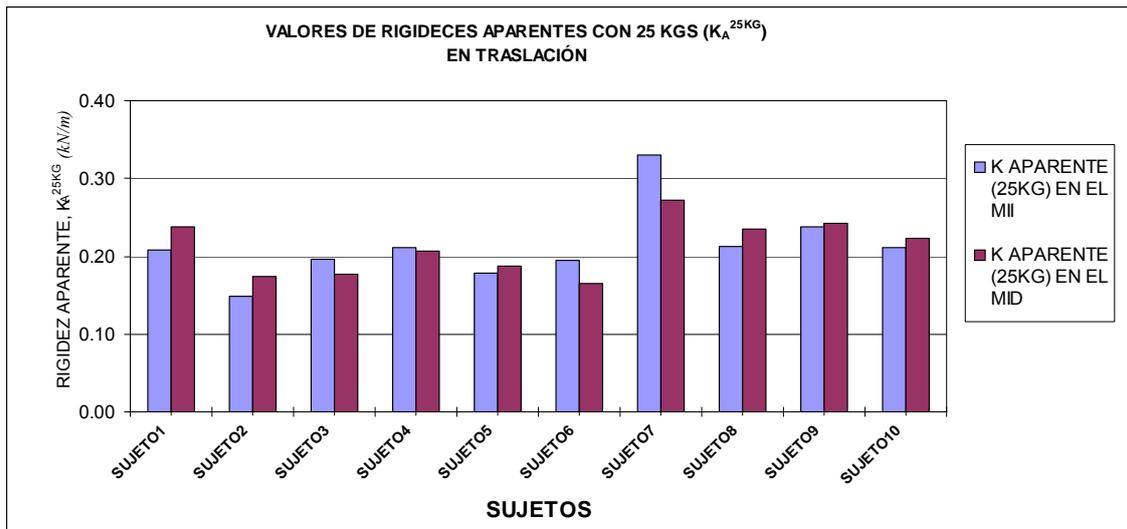


Figura 8. 3. Valores de las rigideces aparentes de los individuos de la muestra para M=25 kgs para el MID y el MII en el enfoque de traslación.

Finalmente, para comprobar la consistencia de los valores de las rigideces para las diferentes masas, se muestran en las figuras 8.4 y 8.5, para el MID y el MII respectivamente, la distribución de las rigideces aparentes para 15, 25 y 35 kgs.

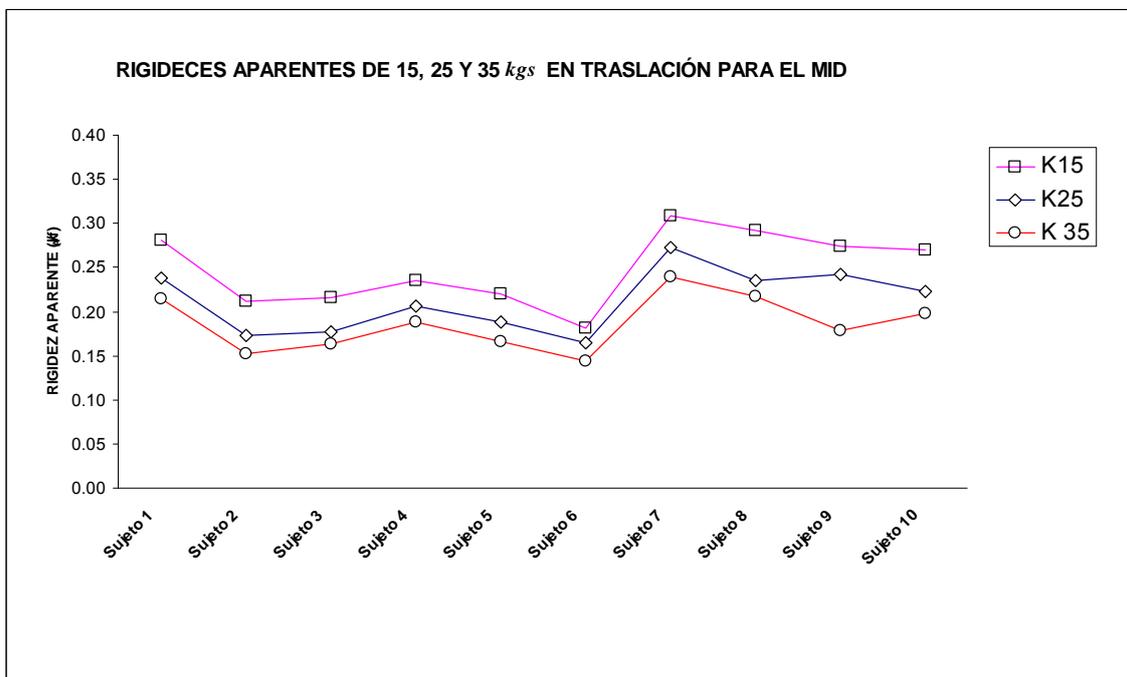
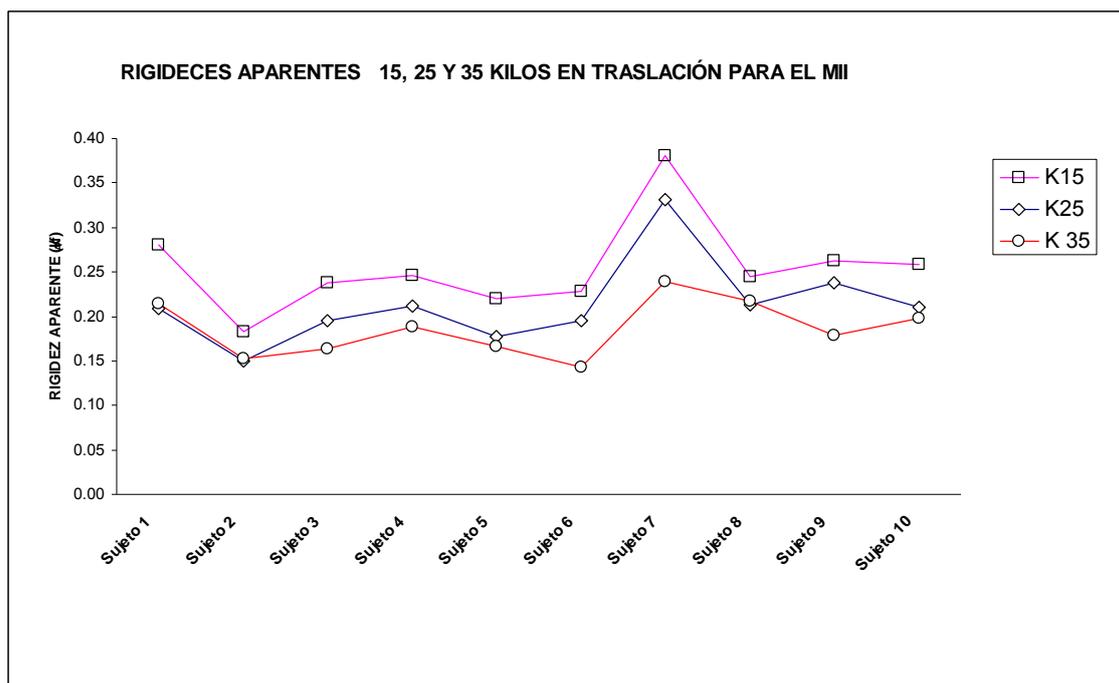


Figura 8. 4. Rigideces aparentes del MID en el enfoque de desplazamiento vertical de la antepierna (Traslación) para 15, 25 y 35 kgs.



**Figura 8. 5. Rigideces aparentes del MII en el enfoque de desplazamiento vertical de la antepierna (Traslación) para 15, 25 y 35 kgs.**

De acuerdo con los comentarios anteriores, vamos a concentrar nuestra atención en el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, en base a la información de las tablas 8.1, 2 y 3 y las figuras 8.3, 4 y 5. Del estudio de estas tablas y figuras puede concluirse lo siguiente:

1.- Los valores de la rigidez aparente suben con la carga (ver dos primeras columnas de las tablas 8.1, 2 y 3). Esto es una constatación intuitiva y a su vez derivada del modelo de Hill, que conlleva el incremento de rigidez del Sólido de forma proporcional con la carga aplicada.

2.- Los valores unitarios de la rigidez aparente con respecto a la fuerza nominal que pasa por el MTC bajan con la carga (ver dos últimas columnas de las tablas 8.1, 2, 3). Esto, aunque menos intuitivo que lo anterior, es consecuencia directa del modelo de Hill, lo que puede constatarse en cualquiera de las gráficas reales obtenidas en las que puede verse que la pendiente a la curva de la rigidez aparente baja con la carga y tiende a cero cuando la carga es muy elevada.

3.- La evolución de la rigidez aparente con la carga aparece muy consistente para ambos miembros. Así, si inspeccionamos las figuras 8.4 (para el MID) y 8.5 (para el MII), se observa claramente cómo las tendencias entre sujetos para un determinado

valor de la carga, se mantienen para los otros dos, es decir no hay cortes entre las líneas trazadas en las figuras mencionadas, líneas cuya función es sólo ilustrar la idea resaltada en este punto.

4.- Aunque inspeccionando las columnas correspondientes a MII y MID de las tablas 8.1, 2 y 3, y la figura 8.3 (para el caso de masa 25 kgs), puede observarse que existe una aparente razonable similitud entre los miembros izquierdo y derecho, este es un aspecto que al estar relacionado con la lateralidad requiere una mayor atención.

La lateralidad, a grandes rasgos, consiste en el uso predeterminado de un lado del cuerpo humano sobre el otro de forma inconsciente. Esto, para el problema que nos ocupa, implica que un mayor uso de un lado del cuerpo puede conllevar un desarrollo asimétrico de las propiedades del mismo, que conlleva que un lado sea considerado como el lado fuerte y el otro como el lado hábil.

Para intentar dilucidar el papel de la lateralidad en la rigidez aparente, se han preparado dos tablas que de forma cualitativa intentan sumarizar la información que se deriva de las tablas 8.1, 2 y 3. Las tablas 8.7 y 8.8 representan respectivamente los valores de la rigidez y la rigidez unitaria en relación a la fuerza nominal que pasa por el MTC.

La primera columna representa los sujetos de la muestra. Las tres siguientes representan de forma cualitativa la relación entre la rigidez aparente del MII y el MID para las cargas de 15, 25 y 35 kgs. La columna siguiente recoge la lateralidad declarada por cada sujeto. La siguiente expresa el nivel de condición física de cada sujeto de acuerdo a la siguiente nomenclatura: SAF, sin actividad física (digna de mención en los últimos 3 años); AF, con actividad física (moderada, en los 3 últimos años); AFP, actividad física profesional (participando en los 3 últimos años en equipos de competición profesional o semiprofesional); AFPS, actividad física profesional simétrica (idem pero con entrenamiento específico para conseguir idénticas prestaciones con ambos miembros). Finalmente, la última columna constata si hay o no mayor rigidez en el miembro inferior dominante (el miembro inferior que se utiliza de manera predeterminado, i.e. la diestra en un diestro).

**Tabla 8. 7. Efecto de la lateralidad en el valor de la rigidez aparente según un enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.**

Nº de sujeto	f1 (15 kgs)	f2 (25 kgs)	f3 (35 kgs)	Lateralidad declarada	Nivel de Actividad Física	¿Es la pierna "fuerte" la más rígida?
SÍMBOLOS: <;>;=;≅				D;l;D/I	SAF;AF;AFP;AFPS	SI; NO;NA
1	<	<	<	I	AF	SI
2	<	<	<	D	AF	NO
3	>	>	>	I	AFP	NO
4	≅	=	>	D/I	SAF	NA
5	=	≅	=	D	AFPS	NA
6	>	>	>	D	AF	SI
7	>	>	>	D	AFP	SI
8	<	<	<	D	AF	NO
9	≅	≅	≅	D	SAF	NA
10	≅	≅	≅	D	SAF	NA
símbolos:		Lateralidad		nivel de act. Física		¿P. FUERTE + RÍGIDA?
>	mayor que	D	DIESTRO	SAF	SIN ACT. FÍSICA	SI
<	menor que	I	ZURDO	AF	ACT. FÍSICA REGULAR MODERADA	NO
≅	equivalente	D/I	AMBIDIESTRO	AFP	ACT. FÍSICA PROFESIONAL	NA: NO APLICABLE
=	igual que			AFPS	ACT. FÍSICA PROFESIONAL SIMÉTRICA	

**Tabla 8. 8. Efecto de la lateralidad en el valor de la rigidez aparente unitaria (por unidad de fuerza que pasa por el MTC) según un enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.**

Nº de sujeto	f1 (15 kgs)	f2 (25 kgs)	f3 (35 kgs)	Lateralidad declarada	Nivel de Actividad Física	¿Es la pierna "fuerte" la más rígida?
SÍMBOLOS: <;>;=;≅				D;l;D/I	SAF;AF;AFP;AFPS	SI; NO;NA
1	=	<	<	I	AF	SI
2	<	<	<	D	AF	NO
3	>	>	>	I	AFP	NO
4	≅	=	≅	D/I	SAF	NA
5	=	≅	≅	D	AFPS	NA
6	>	>	>	D	AF	SI
7	>>	>>	>>	D	AFP	SI
8	<	<	<	D	AF	NO
9	≅	=	=	D	SAF	NA
10	≅	≅	≅	D	SAF	NA
símbolos:		Lateralidad		nivel de act. Física		¿P. FUERTE + RÍGIDA?
>	mayor que	D	DIESTRO	SAF	SIN ACT. FÍSICA	SI
<	menor que	I	ZURDO	AF	ACT. FÍSICA REGULAR MODERADA	NO
≅	equivalente	D/I	AMBIDIESTRO	AFP	ACT. FÍSICA PROFESIONAL	NA: NO APLICABLE
=	igual que			AFPS	ACT. FÍSICA PROFESIONAL SIMÉTRICA	

En primer lugar hay que indicar que las tendencias observadas son las mismas en los valores de rigidez y en los de rigidez unitaria. Cabe mencionar que los sujetos 4, 9 y 10, que no realizan ninguna actividad física reseñable, tienen valores similares de rigidez en ambos miembros inferiores. También es significativo el hecho de que un individuo específicamente entrenado para usar ambos miembros inferiores, el 5, presente valores similares de la rigidez en ambas piernas.

Los seis individuos restantes presentan tendencias contrapuestas, tres de ellos (el 2, el 3 y el 8) presentan más rigidez en el miembro inferior dominante, mientras que los otros tres (el 1, el 6 y el 7), presentan la tendencia contraria. Ello no permite vislumbrar, en una muestra tan corta, ninguna relación entre la lateralidad y la rigidez aparente de ambos miembros.

5.- Salvo en el caso del individuo 7, que presenta los máximos valores de rigidez aparente unitaria en todas las circunstancias y es el que realiza más entrenamiento profesional, en el resto no se aprecia relación entre los valores de la rigidez aparente y la actividad física.

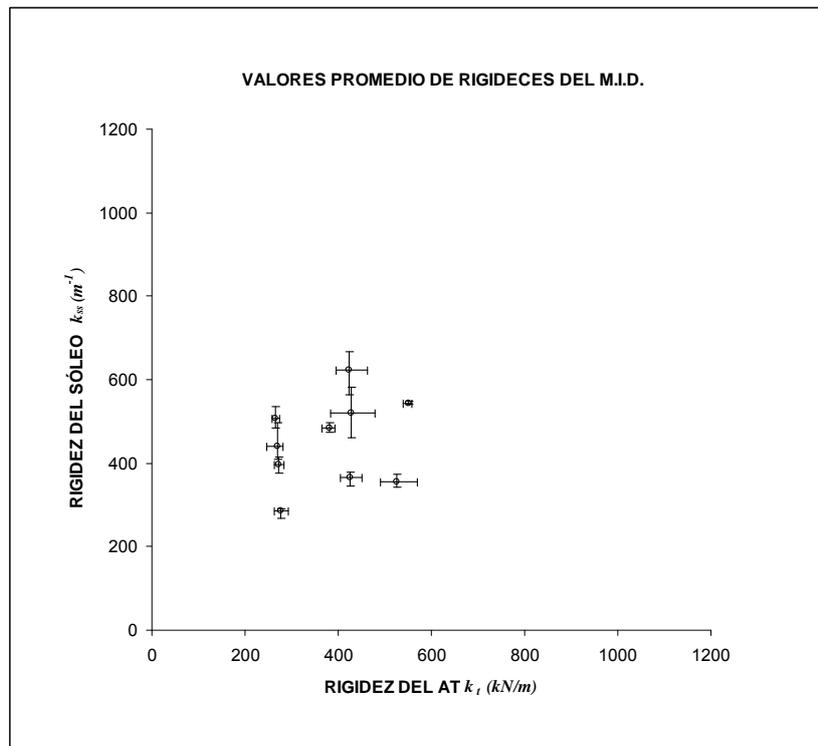
6.- No aparece tampoco ninguna correlación aparente entre los valores de rigidez o rigidez unitaria, con respecto al peso o la altura de los individuos de la muestra.

### **8.3 Valoración de los resultados de las rigideces de Sóleo y AT**

Una vez se concluyó en el capítulo anterior que los valores asociados al procedimiento de reducción de valores de Tukey no era apropiado, a continuación se muestran las tablas resúmenes de los valores de las rigideces de Sóleo y AT para los dos miembros (MID y MII) y mediante los dos enfoques, desplazamiento vertical de la antepierna y giro de la articulación del tobillo. Los valores se presentan en las tablas 8.9, 10, 11 y 12 y en las figuras 8.6, 7, 8 y 9. Estas tablas son equivalentes a las tablas 7.11, 12, 15 y 16 del capítulo anterior y las figuras son equivalentes a las figuras 7.29, 30, 44 y 45 del capítulo anterior, por lo que no requieren una presentación adicional.

**Tabla 8. 9. Valores de las rigideces de Sóleo y AT para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste (exceptuando Tukey) para el MID y con un enfoque en desplazamiento vertical de la antepierna.**

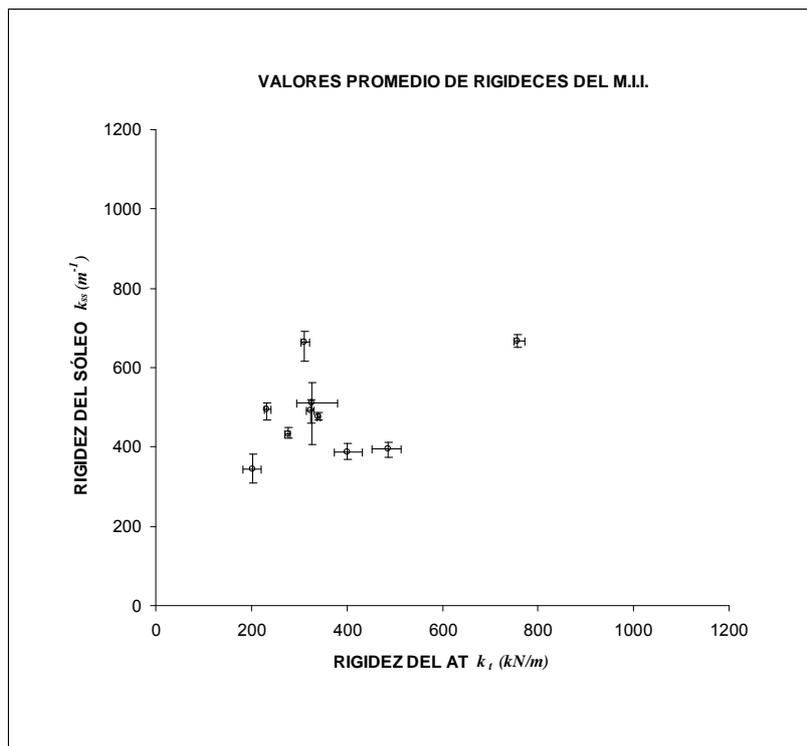
		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXRUN	MINDIN	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.
SUJETO1	KTENDON	480	426	385	416	480	427	385
SUJETO2	KTENDON	281	264	283	262	283	272	262
SUJETO3	KTENDON	274	269	258	264	274	266	258
SUJETO4	KTENDON	452	404	414	431	452	425	404
SUJETO5	KTENDON	281	271	247	276	281	269	247
SUJETO6	KTENDON	264	293	280	269	293	276	264
SUJETO7	KTENDON	558	556	539	554	558	552	539
SUJETO8	KTENDON	399	397	463	432	463	423	397
SUJETO9	KTENDON	490	570	495	549	570	526	490
SUJETO10	KTENDON	377	366	394	392	394	382	366
SUJETO1	KSOLEO	462	515	582	525	582	521	462
SUJETO2	KSOLEO	383	412	377	414	414	396	377
SUJETO3	KSOLEO	485	495	536	510	536	506	485
SUJETO4	KSOLEO	345	371	379	365	379	365	345
SUJETO5	KSOLEO	410	426	496	426	496	439	410
SUJETO6	KSOLEO	290	268	289	291	291	285	268
SUJETO7	KSOLEO	540	541	549	542	549	543	540
SUJETO8	KSOLEO	663	667	563	603	667	624	563
SUJETO9	KSOLEO	373	342	362	341	373	355	341
SUJETO10	KSOLEO	483	496	478	475	496	483	475



**Figura 8. 6. Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna (traslación) para el MID.**

**Tabla 8. 10. Valores de las rigideces de Sóleo y AT para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste (exceptuando Tukey) para el MII y con un enfoque en desplazamiento vertical de la antepierna.**

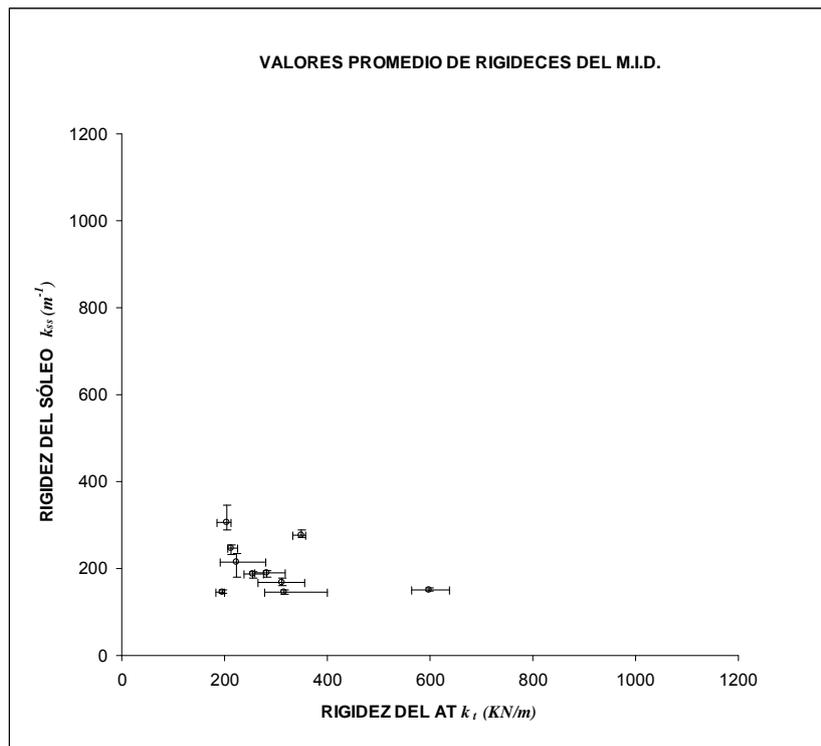
		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXRUN	MINDIN	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.
SUJETO1	KTENDON	324	303	381	296	381	326	296
SUJETO2	KTENDON	221	203	183	202	221	202	183
SUJETO3	KTENDON	342	340	337	344	344	341	337
SUJETO4	KTENDON	514	452	513	465	514	486	452
SUJETO5	KTENDON	241	228	230	229	241	232	228
SUJETO6	KTENDON	270	278	277	282	282	277	270
SUJETO7	KTENDON	773	750	749	756	773	757	749
SUJETO8	KTENDON	323	308	304	306	323	310	304
SUJETO9	KTENDON	433	416	381	374	433	401	374
SUJETO10	KTENDON	316	322	331	327	331	324	316
SUJETO1	KSOLEO	521	562	406	560	562	513	406
SUJETO2	KSOLEO	310	341	382	342	382	344	310
SUJETO3	KSOLEO	472	473	486	469	486	475	469
SUJETO4	KSOLEO	373	409	392	413	413	397	373
SUJETO5	KSOLEO	468	512	494	511	512	496	468
SUJETO6	KSOLEO	450	431	431	422	450	433	422
SUJETO7	KSOLEO	652	670	682	664	682	667	652
SUJETO8	KSOLEO	617	673	692	677	692	665	617
SUJETO9	KSOLEO	367	374	408	401	408	388	367
SUJETO10	KSOLEO	520	503	461	487	520	493	461



**Figura 8. 7. Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna (traslación) para el MII.**

**Tabla 8. 11. Valores de las rigideces de Sóleo y AT para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste (exceptuando Tukey) para el MID y con un enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo.**

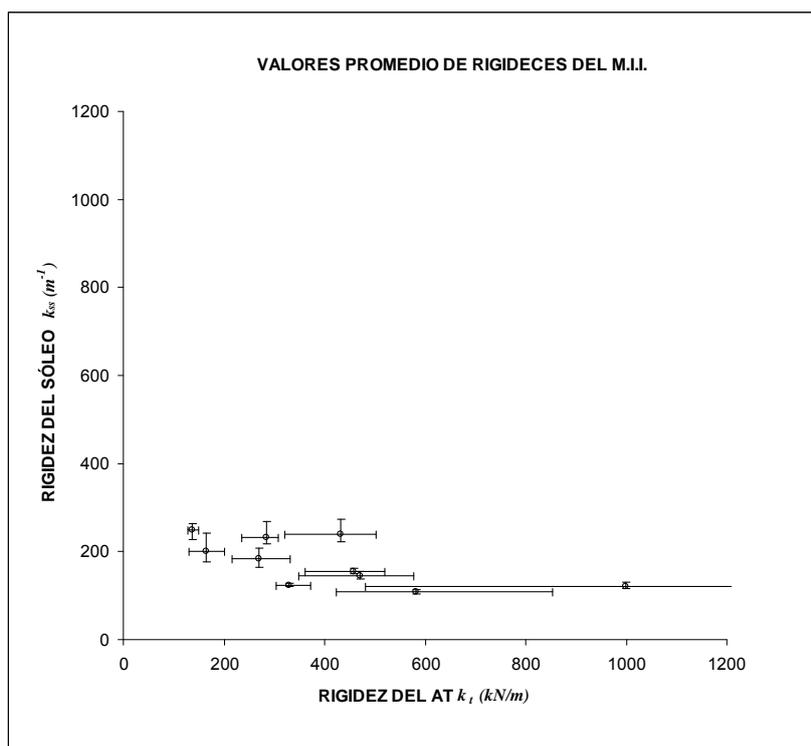
		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXTRUN	MINDIN	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.
SUJETO1	KTENDON	639	564	608	577	639	597	564
SUJETO2	KTENDON	278	284	399	302	399	316	278
SUJETO3	KTENDON	317	278	259	273	317	282	259
SUJETO4	KTENDON	186	209	212	210	212	204	186
SUJETO5	KTENDON	293	356	265	331	356	311	265
SUJETO6	KTENDON	182	200	198	200	200	195	182
SUJETO7	KTENDON	333	359	358	350	359	350	333
SUJETO8	KTENDON	214	279	191	208	279	223	191
SUJETO9	KTENDON	239	275	244	260	275	254	239
SUJETO10	KTENDON	207	208	224	210	224	212	207
SUJETO1	KSOLEO	152	155	148	150	155	151	148
SUJETO2	KSOLEO	150	148	142	148	150	147	142
SUJETO3	KSOLEO	180	191	195	191	195	189	180
SUJETO4	KSOLEO	346	289	296	291	346	305	289
SUJETO5	KSOLEO	172	160	178	161	178	168	160
SUJETO6	KSOLEO	150	144	146	143	150	146	143
SUJETO7	KSOLEO	289	273	272	273	289	277	272
SUJETO8	KSOLEO	219	181	235	220	235	214	181
SUJETO9	KSOLEO	193	178	191	186	193	187	178
SUJETO10	KSOLEO	255	252	232	251	255	248	232



**Figura 8. 8. Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo (rotación) para el MID.**

**Tabla 8. 12. Valores de las rigideces de Sóleo y AT para todos los sujetos de la muestra obtenidos por todos los métodos de ajuste (exceptuando Tukey) para el MII y con un enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo.**

		MCRIG	MCFLEX	MCFLEXTRUN	MINDIN	VALOR MAX	PROMEDIO	VALOR MIN.
SUJETO1	KTENDON	555	350	579	397	579	470	350
SUJETO2	KTENDON	422	514	854	533	854	581	422
SUJETO3	KTENDON	437	361	509	520	520	457	361
SUJETO4	KTENDON	322	427	480	503	503	433	322
SUJETO5	KTENDON	481	1330	953	1229	1330	998	481
SUJETO6	KTENDON	150	201	131	177	201	165	131
SUJETO7	KTENDON	308	299	234	299	308	285	234
SUJETO8	KTENDON	150	140	128	129	150	137	128
SUJETO9	KTENDON	237	332	216	291	332	269	216
SUJETO10	KTENDON	371	304	304	340	371	330	304
SUJETO1	KSOLEO	139	154	138	152	154	146	138
SUJETO2	KSOLEO	114	110	104	110	114	109	104
SUJETO3	KSOLEO	154	162	149	151	162	154	149
SUJETO4	KSOLEO	273	227	232	222	273	239	222
SUJETO5	KSOLEO	132	117	118	118	132	121	117
SUJETO6	KSOLEO	201	177	242	183	242	201	177
SUJETO7	KSOLEO	218	222	269	222	269	233	218
SUJETO8	KSOLEO	227	243	258	264	264	248	227
SUJETO9	KSOLEO	193	165	208	173	208	185	165
SUJETO10	KSOLEO	120	124	128	124	128	124	120



**Figura 8. 9. Dispersión en los resultados de las rigideces de Sóleo y AT para los individuos de la muestra en el enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo (rotación) para el MII.**

De la simple inspección de las tablas 8.9, 10, 11 y 12 y lo que resulta aún visualmente más inmediato, de la inspección de las figuras 8.6, 7, 8 y 9, puede observarse que la eliminación de los valores del procedimiento de Tukey, ha llevado a una gran uniformización de los valores de las rigideces de Sóleo y AT.

La única excepción es el caso del MII analizado con el enfoque basado en el giro de la articulación del tobillo, tal y como puede observarse en la tabla 8.12 y de forma aún más nítida en la figura 8.9. Ya se ha dado anteriormente una explicación de los anómalos resultados para el MII con el procedimiento basado en el giro de la articulación del tobillo, dada la no equivalencia del equipo desarrollado para ambas piernas. Las anomalías observadas están muy asociadas a la diferente forma de apoyo del pie en el estribo utilizado.

En lo que sigue se tomarán como valores representativos de las rigideces de Sóleo y AT, los obtenidos haciendo la media de los cuatro métodos de ajuste que han sobrevivido: Mínimos cuadrados basados en rigideces (MCRIG), Mínimos cuadrados basados en flexibilidades (MCFLEX), Mínimos cuadrados truncados en flexibilidades (MCFLEXTRUN) y mínima distancia (MINDIN). Los valores resultantes de esta operación se muestran en la tabla 8.13. La tabla se refiere sólo a los valores obtenidos con el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, enfoque sobre el que se desarrollará el estudio que sigue, dadas las dificultades identificadas con la frecuencia y la posición del individuo con el MII para el procedimiento basado en el giro de la articulación del tobillo.

**Tabla 8. 13. Resultados finales de las rigideces de Sóleo y AT para el MID y el MII con el enfoque basado en desplazamiento vertical de la antepierna (traslación).**

	TRASLACIÓN			
	MII		MID	
	KTENDON	KSOLEO	KTENDON	KSOLEO
SUJETO1	326	513	427	521
SUJETO2	202	344	272	396
SUJETO3	341	475	266	506
SUJETO4	486	397	425	365
SUJETO5	232	496	269	439
SUJETO6	277	433	276	285
SUJETO7	758	667	552	543
SUJETO8	310	665	423	624
SUJETO9	401	388	526	355
SUJETO10	324	493	382	483
MEDIA	366	487	382	452
S.D	159.6	108.8	107.9	102.7
C.V.	44	22	28	23

Es muy importante remarcar que una vez eliminado el método de Tukey, los valores obtenidos con los otros cuatro métodos son muy cercanos entre sí. Ello quiere decir que aunque aquí se tome el valor medio como representativo de estos valores, el tomar uno cualquiera de ellos no alteraría significativamente los resultados y por ende

las consecuencias que de dichos valores se puedan derivar. Esto es particularmente importante para las aplicaciones derivadas del trabajo desarrollado en esta Tesis, pues no es obligatorio realizar los cuatro métodos, sino que uno cualquiera de ellos da resultados representativos y acorta significativamente el esfuerzo y el tiempo empleado en el tratamiento de los datos.

Una vez que se han adoptado los valores que finalmente se toman como representativos de las rigideces de Sóleo y AT, es pertinente realizar una comparación con resultados de otros autores. La única comparación posible, pues es lo único que muestran, es el valor medio de los individuos de la muestra, que a tal fin se ha obtenido y representado en la tabla 8.14. La tabla 8.14 recoge la comparación de los resultados obtenidos en la presente Tesis con los obtenidos por Fukashiro et al (Fukashiro et al, 2001) y por Babic y Lenarcic (Babic & Lenarcic, 2004). El procedimiento desarrollado por Fukashiro et al es similar al enfoque que aquí se ha denominado basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, mientras que el de Babic y Lenarcic es similar al aquí denominado basado en el giro de la articulación del tobillo.

**Tabla 8. 14. Valores de las rigideces del AT y del Sóleo medidas en estas Tesis y por otros autores.**

	FUKASHIRO		BABIC				PRESENTE			
	$k_t (kN \cdot m^{-1})$	$k_{ss} (m^{-1})$	$k_t (kN \cdot m^{-1})$	$k_{ss} (m^{-1})$	$k_t (kN \cdot m^{-1})$	$k_{ss} (m^{-1})$	(TRASLACIÓN)			
			MII	MII	MID	MID	MII	MII	MID	MID
	364	611	410	669	408	665	366	487	382	452
S.D.			31	56	25	70	160	109	108	103

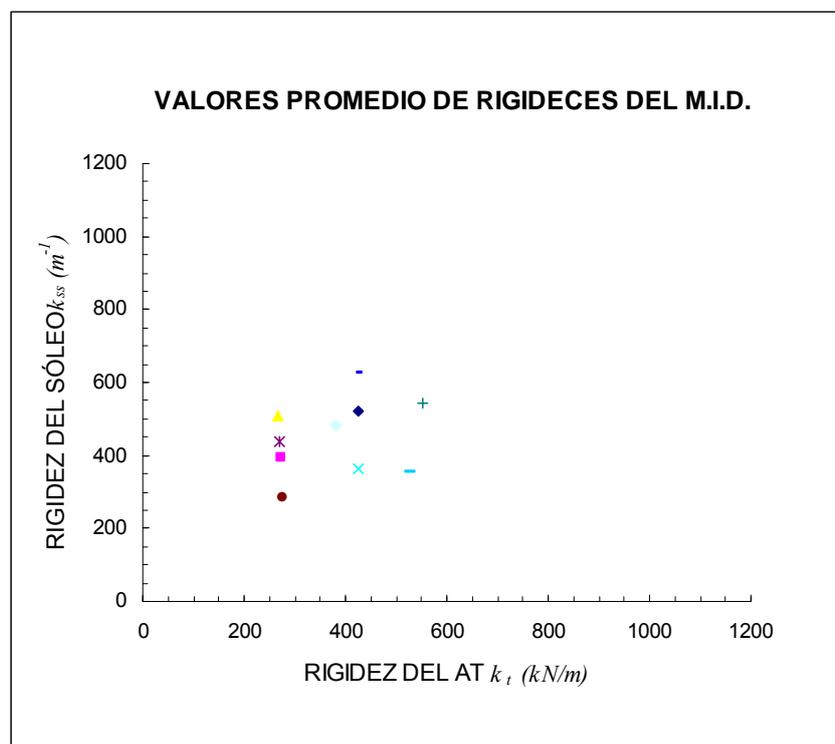
Puede observarse que hay una gran similitud, que incluso podría ser denominada como sorprendente, en los valores de la rigidez del tendón,  $k_t$ , en particular con el procedimiento de Fukashiro et al, que es aquel con el que se puede establecer una comparación más directa.

En cambio en lo que concierne al valor de la rigidez del Sóleo,  $k_{ss}$ , se observa claramente que en la muestra obtenida en este estudio se han encontrado valores más bajos en valor promedio, aunque hay individuos en la muestra de este estudio que superan individualmente los valores medios encontrados en los otros estudios.

En todo caso, los resultados encontrados avalarían que los valores de la rigidez unitaria del Sóleo estarían más condicionados que los de rigidez del tendón por factores asociados a las características antropométricas del individuo, al entrenamiento, al tipo de disciplina deportiva que practique, etc.

La sorprendente coincidencia (téngase en cuenta que la muestra de este estudio no es homogénea y por tanto no lo será con respecto a las otras) de los valores medios entre diferentes estudios tiene solamente un valor relativo, pues no hay más que mirar la distribución de los valores de los individuos, que para mayor facilidad de visualización se muestra en la figura 8.10 para el MID y en la figura 8.11 para el MII.

Así, en el caso del tendón el intervalo de valores encontrados va desde 266 a 552 en el MID y de 202 a 758 en el MII.



**Figura 8. 10. Representación cartesiana de los valores de las rigideces de Sóleo y AT para el MID en el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.**

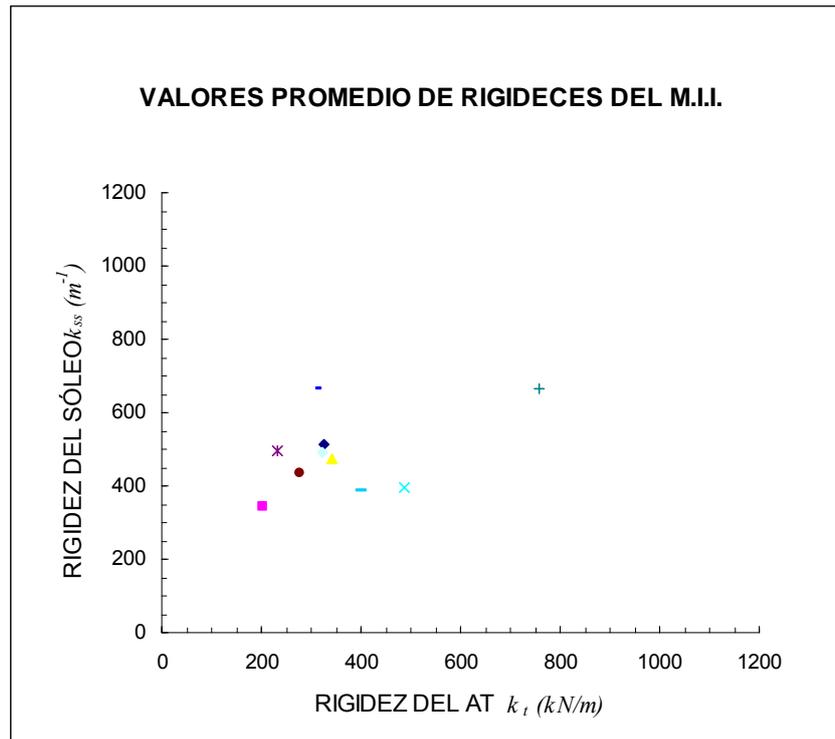


Figura 8. 11. Representación cartesiana de los valores de las rigideces de Sóleo y AT para el M.I.I en el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.

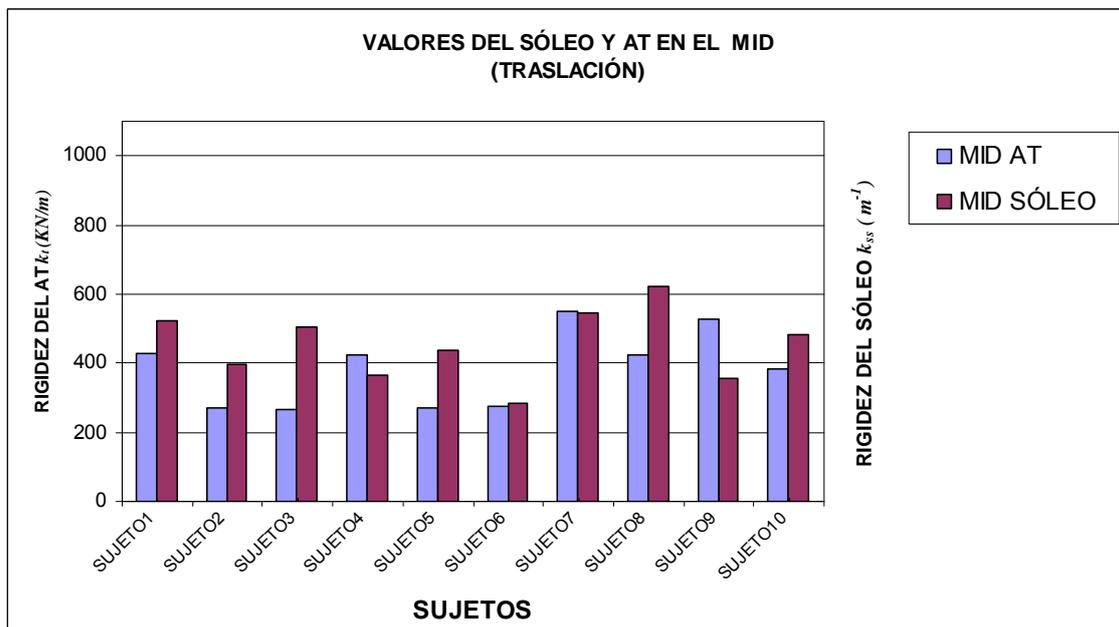
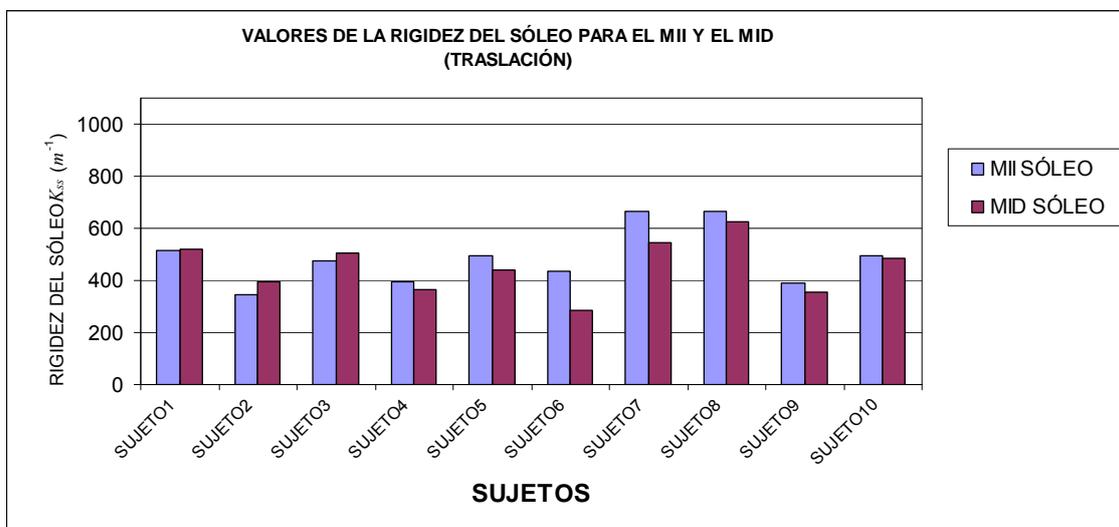


Figura 8. 12. Comparación entre los valores de las rigideces del AT del MII y MID en el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.

A continuación se va a realizar una valoración de los resultados obtenidos para las rigideces de Sóleo y AT, similar al realizado para los resultados de las rigideces aparentes. En este caso lo más significativo es volver a realizar una valoración de la

lateralidad. Las figuras 8.12 y 8.13 representan la comparación entre los valores de las rigideces de Sóleo y AT respectivamente para los MII y MID.



**Figura 8. 13.** Comparación entre los valores de las rigideces del Sóleo del MII y MID en el enfoque basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.

Un resumen de ambas figuras con una valoración cualitativa que ayuda a obtener conclusiones más fácilmente se muestra en la tabla 8.15. En la primera columna se listan los individuos, en la tercera se visualiza de manera cualitativa la relación entre la rigidez del Sóleo en el MII (I) y el MID (D), y en la octava se hace lo propio con la rigidez del AT. La quinta columna muestra la lateralidad manifestada por el individuo. Las columnas sexta y décima constatan si hay o no mayor rigidez en el miembro inferior dominante respecto al Sóleo y al AT (el miembro inferior que se utiliza de manera predeterminado, i.e. la diestra en un diestro).

Con respecto al AT, la respuesta mayoritaria (7 individuos, el 2, el 3, el 5, el 6, el 8, el 9 y el 10) es que el miembro inferior dominante tiene una rigidez superior a la del miembro inferior no dominante. Hay un individuo (el 4) que no tiene un miembro inferior dominante y el resultado es coherente, presentando valores similares de la rigidez en ambos miembros inferiores. Finalmente solo dos individuos presentan una tendencia contraria (el 1 y el 7), es decir que el miembro inferior no dominante tiene una rigidez superior a la del miembro inferior dominante.

**Tabla 8. 15. Efecto de la lateralidad en el valor de las rigideces de Sóleo y AT.**

	SÓLEO			LATERALIDAD DECLARADA	¿ES LA PIERNA "HABIL" LA MÁS RÍGIDA EN RELACIÓN AL SÓLEO?	TENDÓN DE AQUILES (AT)			¿ES LA PIERNA "HABIL" LA MÁS RÍGIDA EN RELACIÓN AL AT?
	SIMBOLOS: <;>;=;;≤;;≥;;			D;I;D/I	SI/NO	SIMBOLOS: <;>;=;;≤;;≥;;			SI/NO
1	I	=	D	I	SI	I	<	D	NO
2	I	<	D	D	SI	I	<	D	SI
3	I	≅	D	I	NO	I	>	D	SI
4	I	≅	D	D/I	SI	I	≅	D	SI
5	I	>	D	D	NO	I	<	D	SI
6	I	>	D	D	NO	I	=	D	SI
7	I	>	D	D	NO	I	>	D	NO
8	I	≅	D	D	NO	I	<	D	SI
9	I	≅	D	D	NO	I	<	D	SI
10	I	≅	D	D	NO	I	<	D	SI
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Con respecto al Sóleo, la respuesta mayoritaria (7 individuos, el 3, el 5, el 6, el 7, el 8, el 9 y el 10) es la contraria, es decir que el miembro inferior dominante tiene una rigidez inferior a la del miembro inferior no dominante. Hay de nuevo un individuo (de nuevo el 4) que no tiene miembro inferior dominante y el resultado es coherente, presentando valores similares de la rigidez en miembros inferiores. Finalmente solo dos individuos (el 1 y el 2) presentan una tendencia contraria, es decir que el miembro inferior dominante tiene una rigidez superior a la del miembro inferior no dominante.

La tendencia observada en el Sóleo es coherente con la idea de adecuación de las características musculares a la lateralidad, es decir el miembro inferior dominante es el miembro inferior hábil y el miembro inferior no dominante es el miembro inferior fuerte sobre la que se realizan los apoyos. El desarrollo normal de la vida regular y deportiva tiende a modificar las características músculo-tendinosas siendo el músculo el elemento más susceptible de que se produzca dicha modificación.

## CAPÍTULO 9 CONCLUSIONES Y DESARROLLO FUTURO

### 9.1 Conclusiones

El objetivo de la presente Tesis Doctoral era la medición de las características viscoso-elásticas del Tríceps Sural mediante un procedimiento no invasivo.

A tal efecto se han desarrollado dos equipos basados en la vibración libre amortiguada de un segmento corporal, básicamente la antepierna, vibración en la que interviene el MTC. En ambos equipos el movimiento libre se desencadena por un impulso.

El primer equipo está basado en el movimiento vertical de la antepierna, longitudinal con la misma, con el individuo sentado y apoyando el antepie, a la altura de la cabeza del segundo metatarso, en una plataforma de medida que registra la fuerza transmitida a la misma al golpear verticalmente en la parte superior de la rodilla, estando antepierna y pierna formando 90 grados (posición neutra de rodilla).

El segundo equipo está basado en el giro del pie alrededor del tobillo con pierna y antepierna en la misma posición relativa que anteriormente y el pie apoyado, a la misma altura que antes, en un estribo del que cuelga una pesa que es quien recibe el impulso. El sentido del desarrollo de este segundo equipo es el de extender en un futuro la medición a las propiedades del Gastrocnemio, colocando todo el miembro inferior extendido, pierna y antepierna alineadas, para que así trabaje el Gastrocnemio, situación no alcanzable con el primer equipo mencionado.

*-En cuanto a los equipos desarrollados cabe hacer las siguientes apreciaciones.*

El equipo basado en el movimiento vertical de la antepierna es más sencillo, produce una medida directa, sin elementos intermedios que incidan en la medición, y es simétrico respecto a la medida en miembros inferiores, es decir, sin hacer ninguna alteración se pueden medir las propiedades tanto en el miembro inferior derecho como en el izquierdo. La reproducción del movimiento de vibración libre como el de un sistema con un grado de libertad es excelente.

El equipo basado en la rotación del pie alrededor de la articulación del tobillo es más complejo, requiere de elementos intermedios como poleas, cable y célula de carga

que pueden incidir en la medición. La propia naturaleza de la disposición que se requiere hace que el equipo no sea simétrico respecto a la medida en ambos miembros inferiores. El equipo desarrollado se adecúa a la medición de las propiedades en el miembro inferior derecho, aunque por complitud se hayan realizado medidas en ambos miembros inferiores. En todo caso, la reproducción del movimiento de vibración libre como el de un sistema con un grado de libertad es, al igual que en el caso anterior, excelente.

En ambos casos, se ha desarrollado un detallado protocolo de ensayos que garantiza la repetibilidad, fiabilidad y representatividad de los ensayos, con un particular énfasis en la determinación de los brazos de palanca de antepié y retropié, cuya relación afecta de manera determinante a los valores de las propiedades de los componentes del MTC.

*-En cuanto a los resultados obtenidos cabe hacer las siguientes apreciaciones.*

Los resultados obtenidos están asociados a dos fases del estudio. La primera fase se refiere a los valores viscoso-elásticos aparentes del MTC basados en la hipótesis de funcionamiento del conjunto que vibra como un sistema de un grado de libertad. La segunda fase se refiere a los valores individuales de las propiedades viscoso-elásticas del MTC de acuerdo al modelo de Hill.

En lo que concierne a la primera fase, el excelente ajuste de las medidas experimentales obtenidas con respecto a la respuesta teórica basada en el comportamiento del conjunto de acuerdo a la hipótesis de que vibra como un sistema de un grado de libertad amortiguado, avala totalmente dicha hipótesis y da validez y representatividad a los resultados de la comparación teórico-experimental realizada. Esta aseveración es aplicable a los dos equipos desarrollados y constituye la piedra angular sobre la que descansa esta Tesis Doctoral. En base a lo anterior, se consideran pues muy representativos los valores de la rigidez aparente del conjunto que vibra.

En lo que concierne a la segunda fase, basada en el modelo de Hill, los resultados obtenidos no avalan totalmente la validez de dicho modelo. Se han probado muchas técnicas de separación de los valores viscoso-elásticos individuales del MTC, y en general, los ajustes de los valores experimentales a los basados en el modelo de Hill,

sin ser insatisfactorios, no muestran el grado de uniformidad y representatividad que en el caso del párrafo anterior, asociado al comportamiento del conjunto como un sistema de un grado de libertad. Esto abre la puerta a considerar que puedan existir otros modelos, diferentes o complementarios al modelo de Hill, más complejos y también más representativos del comportamiento del MTC.

En todo caso hay que indicar que existe una dificultad intrínseca para avalar mediante medidas experimentales cualquier modelo de comportamiento muscular y en particular el modelo de Hill. Dicha dificultad radica por un lado en la imposibilidad de la aplicación de cargas altas, por las limitaciones de resistencia del ser humano, para validar el comportamiento asintótico de la rigidez aparente hacia el valor de la rigidez del TA. Por otro lado, existe la limitación tecnológica de la aplicación de cargas muy bajas para validar la rigidez unitaria del Sóleo. Se dispone por el contrario, de información concentrada en un rango de cargas (entre 10 y 40 kilos) que podría ser susceptible de ajustar de forma satisfactoria por diferentes modelos de comportamiento.

Con referencia a los valores en sí mismos obtenidos, se ha estudiado una muestra heterogénea (no orientada) de 10 individuos, sobre los que se ha realizado un estudio en ambas piernas con los dos procedimientos de medida desarrollados, realizando un total de 1280 ensayos. Estos ensayos han sido realizados después de un número muy elevado de los mismos (del orden de 6600) para poner a punto los equipos por un lado y desarrollar un sistema robusto de reducción de datos por otro. Todos estos ensayos previos han servido, no ya para obtener una respuesta asociada a un grado de libertad, sino para garantizar que lo que interviene en la respuesta corresponde a la naturaleza del sistema cuyas propiedades se quieren determinar.

Los valores aparentes del conjunto que vibra, presentan entre sí, en ambos procedimientos, un rango de variación mucho menor que el rango que presentan los valores individuales de las componentes, AT y Sóleo, del MTC. Este hecho se sumaría a la cuestionabilidad del modelo de Hill anteriormente mencionada.

En todo caso, en lo que concierne a los rangos valores de las rigideces de Sóleo y AT y de viscosidad del Sóleo, los valores encontrados en esta Tesis son del mismo orden que los valores medios suministrados por otros autores. De particular atención es

la coincidencia en los valores medios de la rigidez del AT con respecto a los medidos por Fukashiro et al.

En este sentido hay que decir que los valores medios que publican otros autores tienen en opinión del autor de esta tesis doctoral solo un valor relativo, dado el amplio rango de valores que se han medido en la muestra para la mayoría de las propiedades bajo investigación.

Los valores de las rigideces de Sóleo y AT obtenidos con el procedimiento del desplazamiento vertical de la antepierna son superiores a los obtenidos con el procedimiento de giro del tobillo. La razón es la menor frecuencia de la respuesta obtenida en los registros basados en el giro. Como ya se ha indicado anteriormente este procedimiento requiere por un lado de elementos intermedios en el equipo de medición y por otro puede involucrar de forma diferente en la respuesta a los elementos no considerados, como por ejemplo los músculos antagonistas.

En todo caso, aunque los valores obtenidos con los dos procedimientos son diferentes entre sí, las tendencias se mantienen. Es decir, los sujetos de la muestra que tienen valores más elevados de las rigideces en un procedimiento, también los tienen en el otro. Ello hace que los dos procedimientos sean representativos en sí mismos, tanto en lo que a la comparación entre individuos se refiere, como al estudio de la evolución de los valores de rigidez de un determinado individuo, con el tiempo, con el entrenamiento, con el calentamiento, etc.

*Con respecto a la viscosidad*, la suposición de considerarla constante e independiente de la carga de trabajo del músculo ha sido razonablemente validada experimentalmente. Cuantitativamente hablando, los resultados medios encontrados son inferiores a los publicados por otros autores en base al giro del pie alrededor de la articulación del tobillo, basándose los aquí encontrados en el desplazamiento vertical de la antepierna,

*Con respecto a la rigidez*, las conclusiones pueden asociarse tanto a la rigidez aparente  $k$  del MTC (en relación a un peso determinado), como a los valores de la rigidez del Sóleo  $k_t$  y de la rigidez unitaria  $k_{ss}$  del AT.

*Con referencia a la rigidez aparente del MTC*, se ha constatado experimentalmente que su valor sube con la carga aplicada, mientras que los valores unitarios de dicha rigidez aparente (rigidez en relación a la fuerza nominal que pasa por el MTC) bajan con la carga. Ambas constataciones son coherentes con el modelo de Hill.

La evolución de la rigidez aparente con la carga se ha encontrado para los dos miembros muy consistente en todos los sujetos.

No se ha encontrado en la muestra ensayada ninguna relación destacable entre la lateralidad y los valores relativos de la rigidez aparente para ambos miembros. Tampoco se ha encontrado relación entre los valores de la rigidez aparente con la actividad física, con el peso o la altura de los sujetos de la muestra.

*Con referencia a los valores de las rigideces de Sóleo y AT* de forma independiente, lo primero que puede decirse es que la dispersión de valores entre los individuos de la muestra es mucho mayor para estos valores ( $k_t$  y  $k_{ss}$ ) que para el caso de la rigidez aparente ( $k$ ) y sobre todo de la rigidez aparente unitaria ( $k/f$ ), cuyos resultados salen más uniformes para todos los individuos de la muestra.

Es remarcable en todo caso que los resultados obtenidos para  $k_t$  y  $k_{ss}$  apuntarían a que la rigidez del tendón se acerca más a un valor universal, mientras que los valores de la rigidez del Sóleo están más condicionados por factores como las características antropométricas del individuo, o el entrenamiento específico o la disciplina deportiva que practique.

En cuanto a la relación de las rigideces de Sóleo y tendón con la lateralidad, se ha encontrado que en el caso del AT, el miembro inferior dominante (el MID para un diestro), tiene mayoritariamente una rigidez superior a la del miembro inferior no dominante. En cambio, en lo que concierne al Sóleo la tendencia mayoritaria (menos abrumadora que en el caso del AT) es justamente la contraria: el miembro inferior dominante tiene una rigidez inferior a la del miembro inferior no dominante.

La tendencia observada en el Sóleo sería coherente con la idea de adecuación de las características musculares a la lateralidad, siendo el miembro dominante el hábil y el

no dominante el fuerte. El entrenamiento deportivo en relación a la lateralidad afectaría más a los valores de rigidez del músculo que a los del tendón.

## **9.2 Desarrollo Futuro**

En lo que concierne al equipo basado en el desplazamiento vertical de la antepierna, el equipo se da por cerrado en cuanto a su evolución.

En lo que concierne al equipo basado en el giro del pie, existen dos cuestiones en la que debe haber un desarrollo futuro. Por un lado pueden intentarse modificaciones para acercar la frecuencia de vibración a la del equipo basado en el desplazamiento vertical de la antepierna y hacer así los resultados de ambos procedimientos comparables entre sí. Por otro lado debe evolucionarse el equipo para facilitar la medición en ambos miembros inferiores, bien sea en el sentido de adaptar el mismo equipo con una única configuración para ambas medidas, lo que complicará el equipo y lo encarecerá, o en el sentido de duplicar la instalación a ambos lados, lo que aumentará la voluminosidad del conjunto.

La evolución de este equipo es aconsejable para poder medir las propiedades del Gastrocnemio, que requiere de la posición extendida del miembro inferior, lo que no puede conseguirse en el procedimiento basado en el desplazamiento vertical de la antepierna.

Las conclusiones anteriormente mencionadas llevan inexorablemente como desarrollo futuro a la consideración de otros modelos complementarios, evolutivos o simplemente diferentes al modelo de Hill. El disponer de un banco de ensayos fiable permite ahora abordar una comparación más precisa con predicciones realizadas en base a otros modelos de comportamiento.

Finalmente, la disponibilidad de los equipos desarrollados y la fiabilidad de los procedimientos de reducción de datos desarrollados permitirán la realización de diferentes estudios en el ámbito de la fisiología deportiva, que es el campo de especialización del autor de esta Tesis Doctoral.

Así, a título de ejemplo se menciona el desarrollo de campañas de medida para deportistas con la intención de dilucidar la mejor capacitación de un individuo para una

determinada práctica deportiva, para estudiar la influencia de la lateralidad (incipientemente abordada en esta tesis), o para la comprobación de la mejora de propiedades con programas específicos de entrenamiento.

El disponer de las capacidades desarrolladas en esta Tesis, puede servir también para validar la recuperación en deportistas que han sufrido traumatismos u operaciones que pueden haber afectado a las propiedades del MTC.

También pueden utilizarse estas capacidades para dilucidar la influencia de la raza o simplemente de las características personales de un individuo, mediante estudios paramétricos, en las propiedades del MTC.

## REFERENCIAS

Abrahams, M. (1967). Mechanical behaviour of tendon in vitro. *Medical & Biological Engineering*. A preliminary report, 5(5), 433-443.

Ahmed, I. M., Lagopoulos, M., McConnell, P., Soames, R. W. & Sefton, G. K. (1998). Blood supply of the achilles tendon. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(5), 591-596.

Ahtikoski, A. M., Koskinen, S. O. A., Virtanen, P., Kovanen, V., Risteli, J. & Takala, T. E. S. (2003). Synthesis and degradation of type IV collagen in rat skeletal muscle during immobilization in shortened and lengthened positions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177(4), 473-481.

Babic, J. & Lenarcic, J. (2004). In vivo determination of triceps surae muscle-tendon complex viscoelastic properties. *Eur J Appl Physiol*, 92(4-5), 477-484.

Barnard, K., Light, N. D., Sims, T. J. & Bailey, A. J. (1987). Chemistry of the collagen cross-links. Origin and partial characterization of a putative mature cross-link of collagen. *The Biochemical Journal*, 244(2), 303-309.

Barnett, E. & Nordin, B. E. (1961). The clinical and radiological problem of thin bones. *The British Journal of Radiology*, 34, 683-692.

Barrow, S. E., Dollery, C. T. & Heavey, D. J. (1986). Effect of vasoactive peptides on prostacyclin synthesis in man. *British Journal of Pharmacology*, 87(1), 243-247.

Beaton, A. E. & Tukey, J.W. (1974). *Technometrics*. Vol 16-147.

Bennett, M. B., Ker, R. F., Dimery, N. J. & Alexander, R. M. (1986). Mechanical properties of various mammalian tendons. *J Zool Lond*, 209, 537-548.

Best, T. M., McElhaney, J., Garrett, W. E., Jr & Myers, B. S. (1994). Characterization of the passive responses of live skeletal muscle using the quasi-linear theory of viscoelasticity. *Journal of Biomechanics*, 27(4), 413-419.

Birch, H. L., McLaughlin, L., Smith, R. K. & Goodship, A. E. (1999). Treadmill exercise-induced tendon hypertrophy: Assessment of tendons with different mechanical functions. *Equine Veterinary Journal*. Supplement, 30, 222-226.

Biro, B. & Tarsoly, E. (1967). On the structure of the achilles tendon. [Über die Struktur der Achillessehne] *Beitrage Zur Orthopadie Und Traumatologie*, 14(11), 682-683.

Boushel, R., Langberg, H., Green, S., Skovgaard, D., Bulow, J. & Kjær, M. (2000). Blood flow and oxygenation in peritendinous tissue and calf muscle during dynamic exercise in humans. *Journal of Physiology*, 524(1), 305-313.

Buchanan, C. I. & Marsh, R. L. (2001). Effects of long-term exercise on the biomechanical properties of the achilles tendon of guinea fowl. *Journal of Applied Physiology*, 90(1), 164-171.

Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R. & Zernicke, R. F. (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 6, 125-181.

Calvo, B., Ramirez, A., Alonso, A., Grasa, J., Soteras, F., Osta, R., Muñoz, M. (2010). Passive nonlinear elastic behavior of skeletal muscle: Experimental results and model formulation. *J Biomech*, 43, 318-325.

Clough, R. W. & Penzien, J. (1975). *Dynamics of Structures*. Prentice-Hall

Curwin, S. L., Vailas, A. C. & Wood, J. (1988). Immature tendon adaptation to strenuous exercise. *Journal of Applied Physiology*, 65(5), 2297-2301.

De la Fuente, J. L. M. (2003). *Podología general y biomecánica*. Elsevier.

Den Hartog, J. P. (1985). *Mechanical vibrations*. Dover Publications.

Edman K.A.P. (1993). Maximum velocity of shortening in relation to sarcomere length and degree of activation of frog muscle fibres. *J Physiol*, 278, 9-10.

Enwemeka, C. S., Maxwell, L. C. & Fernandes, G. (1992). Ultrastructural morphometry of matricial changes induced by exercise and food restriction in the rat calcaneal tendon. *Tissue and Cell*, 24(4), 499-510.

Fukashiro, S., Itoh, M., Ichinose, Y., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(6), 555-557.

Fukashiro, S., Komi, P. V., Jarvinen, M. & Miyashita, M. (1995). In vivo achilles tendon loading during jumping in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71(5), 453-458.

Fukashiro, S., Noda, M. & Shibayama, A. (2001). In vivo determination of muscle viscoelasticity in the human leg. *Acta Physiologica Scandinavica*, 172(4), 241-248.

García Manso, J. M., Navarro Valdivieso M. & Ruiz, J. (1996). *Bases teóricas del entrenamiento deportivo (principios y aplicaciones)*. Gymnos.

González-Badillo, J. J. & Rivas Serna, J. (2002). *Bases de la programación del entrenamiento de fuerza*. Inde.

Goldcher, A. (1992). *Podología*. Masson.

Gunther, M., Schmitt, S. & Wank, V. (2007). High-frequency oscillations as a consequence of neglected serial damping in Hill-type muscle models. *Biological Cybernetics*, 97(1), 63-79.

Hacar, M. A. & Alarcón, E. (1971). *Elementos de dinámica aplicada a las estructuras*. Edix.

Hanson, A. N. & Bentley, J. P. (1983). Quantitation of type I to type III collagen ratios in small samples of human tendon, blood vessels, and atherosclerotic plaque. *Analytical Biochemistry*, 130(1), 32-40.

Hargreaves, M. & Hawley J. (2003). *Physiological bases of Sports performance*. Mc Graw Hill.

Hess, G. P., Cappiello, W. L., Poole, R. M. & Hunter, S. C. (1989). Prevention and treatment of overuse tendon injuries. *Sports Medicine* (Auckland, N.Z.), 8(6), 371-384.

Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London. *Biological Sciences*, Series B. 126(843), 136-195.

Hill, A. V. & Macpherson, L. (1954). The effect of nitrate, iodide and bromide on the duration of the active state in skeletal muscle. *Proceedings of the Royal Society of London*. Series B, Containing Papers of a Biological Character. Royal Society (Great Britain), 143(910), 81-102.

Hooley, C. J., McCrum, N. G. & Cohen, R. E. (1980). The viscoelastic deformation of tendon. *Journal of Biomechanics*, 13(6), 521-528.

Hurty, W. C. & Rubinstein, M. F. (1964). *Dynamics of structures*. Prentice-Hall.

Huxley, A. F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. Progress in *Biophysics and Biophysical Chemistry*, 7, 255-318.

Huxley, A. F. & Simmons, (1971). Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature* 233, 533-538.

Ito, M., Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukashiro, S. & Fukunaga, T. (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology*, 85(4), 1230-1235.

Józsa, L. G. & Kannus, P. (1997). Human tendons: Anatomy, physiology, and pathology. In: Washburn, R. & Frey, R. (eds.). *Human kinetics*.

Jozsa, L., Kannus, P., Balint, J. B. & Reffy, A. (1991). Three-dimensional ultrastructure of human tendons. *Acta Anatomica*, 142(4), 306-312.

Jozsa, L., Lehto, M., Kvist, M., Balint, J. B. & Reffy, A. (1989). Alterations in dry mass content of collagen fibers in degenerative tendinopathy and tendon-rupture. *Matrix* (Stuttgart, Germany), 9(2), 140-146.

Kastelic, J., Galeski, A. & Baer, E. (1978). The multicomposite structure of tendon. *Connective Tissue Research*, 6(1), 11-23.

Ker, R. F., Alexander, R. M. & Bennett, M. B. (1988). Why are mammalian tendons so thick? *J Zool*, 216, 309-324.

Ker, R. F., Wang, X. T. & Pike, A. V. (2000). Fatigue quality of mammalian tendons. *The Journal of Experimental Biology*, 203(8), 1317-1327.

Kjaer, M. (2004). Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiological Reviews*, 84(2), 649-698.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2000a). Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 81(3), 181-187.

Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. (2000b). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*, 168(2), 327-335.

Lafortune, M. A., Hennig, E. M. & Lake, M. J. (1996). Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1523-1529.

Langberg, H., Bjørn, C., Boushel, R., Hellsten, Y. & Kjær, M. (2002). Exercise-induced increase in interstitial bradykinin and adenosine concentrations in skeletal muscle and peritendinous tissue in humans. *Journal of Physiology*, 542(3), 977-983.

Langberg, H., Bülow, J. & Kjær, M. (1998). Blood flow in the peritendinous space of the human achilles tendon during exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 163(2), 149-153.

Langberg, H., Bülow, J. & Kjær, M. (1999). Standardized intermittent static exercise increases peritendinous blood flow in human leg. *Clinical Physiology*, 19(1), 89-93.

Langberg, H., Olesen, J., Skovgaard, D. & Kjær, M. (2001). Age related blood flow around the achilles tendon during exercise in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 84(3), 246-248.

Lieber, R. L., Leonard, M. E., Brown, C. G. & Trestik, C. L. (1991). Frog semitendinosus tendon load-strain and stress-strain properties during passive loading. *American Journal of Physiology - Cell Physiology*, 261(1) 30-31.

López Chicharro, J. & Fernández Vaquero, A. (2001). *Fisiología del ejercicio*. Médica Panamericana.

Loren, G. J. & Lieber, R. L. (1995). Tendon biomechanical properties enhance human wrist muscle specialization. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 791-799.

Maganaris, C. N. & Paul, J. P. (2000). Load-elongation characteristics of in vivo human tendon and aponeurosis. *Journal of Experimental Biology*, 203(4), 751-756.

Magnusson, S. P., Hansen, P. & Kjær, M. (2003). Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 13(4), 211-223.

Mair, W. & Tome, F. (1972). The ultrastructure of the adult and developing human myotendinous junction. *Acta Neuropathologica*, 21(3), 239-252.

McCall, G. E., Byrnes, W. C., Dickinson, A., Pattany, P. M. & Fleck, S. J. (1996). Muscle fiber hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in college men after resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 81(5), 2004-2012.

McNeilly, C. M., Banes, A. J., Benjamin, M. & Ralphs, J. R. (1996). Tendon cells in vivo form a three dimensional network of cell processes linked by gap junctions. *Journal of Anatomy*, 189 (3), 593-600.

Montagne, J., Chevrot, A. & Galmiche, J. M. (1984). *Atlas de radiología del pie*. Masson.

Morgan, D. L. (1977). Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *The American Journal of Physiology*, 232(1), C45-9.

O'Brien, A. J. (2006). Simplifying Hill-based muscle models through generalized extensible fuzzy heuristic implementation (invited paper). *Proceedings of the International Society for Optical Engineering*.

O'Brien, M. (1992). Functional anatomy and physiology of tendons. *Clinics in Sports Medicine*, 11(3), 505-520.

O'Kane, K. P., Webb, D. J., Collier, J. G. & Vallance, P. J. (1994). Local L-NG-monomethyl-arginine attenuates the vasodilator action of bradykinin in the human forearm. *British Journal of Clinical Pharmacology*, 38(4), 311-315.

Ortiz, M. C., Sarabia, L. A. & Herrero, A. (2006). Robust regression techniques. A useful alternative for the detection of outlier data in chemical analysis. *Talanta*, 70(3), 499-512.

París Carballo, F. (2000). *Teoría de la Elasticidad* (3ª Ed.). GERM.

Patterson-Kane, J. C., Firth, E. C., Parry, D. A. D., Wilson, A. M. & Goodship, A. E. (1998). Effects of training on collagen fibril populations in the suspensory ligament and deep digital flexor tendon of young thoroughbreds. *American Journal of Veterinary Research*, 59(1), 64-68.

Patterson-Kane, J. C., Wilson, A. M., Firth, E. C., Parry, D. A. D. & Goodship, A. E. (1997). Comparison of collagen fibril populations in the superficial digital flexor tendons of exercised and nonexercised thoroughbreds. *Equine Veterinary Journal*, 29(2), 121-125.

Pedersen, B. K., Steensberg, A. & Schjerling, P. (2001). Muscle-derived interleukin-6: Possible biological effects. *The Journal of Physiology*, 536(2), 329-337.

Pellegrino, C., & Franzini-Armstrong, C. (1969). Recent contributions of electron microscopy to the study of normal and pathological muscle. *International Review of Experimental Pathology*, 7, 139-226.

Pollock, C. M. & Shadwick, R. E. (1994). Relationship between body mass and biomechanical properties of limb tendons in adult mammals. *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology*, 266(3), 35-43.

Pousson, M., Hoecke, J. V. & Goubel, F. (1990). Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *Journal of Biomechanics*, 23(4), 343-348.

Rack, P. M. & Westbury, D. R. (1984). Elastic properties of the cat soleus tendon and their functional importance. *The Journal of Physiology*, 347, 479-495.

Reynolds, N. L. & Worrell, T. W. (1991). Chronic achilles peritendinitis: Etiology, pathophysiology, and treatment. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 13(4), 171-176.

Rosager, S., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P., Neergaard, K., Kjaer, M. & Magnusson, S. P. (2002). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 12(2), 90-98.

Rowe, R. W. (1985). The structure of rat tail tendon. *Connective Tissue Research*, 14(1), 9-20.

Rueda, M. (2004). Podología. Los desequilibrios del pie. Paidotribo.

Sánchez-Bañuelos, F. (1994). Bases teóricas y funcionales del ARD. Conceptos, requisitos y condicionantes. Master del alto rendimiento deportivo.

Scovil, C. Y. & Ronsky, J. L. (2006). Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *Journal of Biomechanics*, 39(11), 2055-2063.

Sharkey, N. A., Smith, T. S. & Lundmark, D. C. (1995). Freeze clamping musculo-tendinous junctions for in vitro simulation of joint mechanics. *Journal of Biomechanics*, 28(5), 631-635.

Shorten, M. R. (1987). Muscle elasticity and human performance. In: gheluwe, B. van, & atha, J. (eds.). *Current research in sports biomechanics*, 1-18.

Siebert, T., Rode, C., Herzog, W., Till, O. & Blickhan, R. (2008). Nonlinearities make a difference: Comparison of two common Hill-type models with real muscle. *Biological Cybernetics*, 98(2), 133-143.

Tipton, C. M., Matthes, R. D., Maynard, J. A. & Carey, R. A. (1975). The influence of physical activity on ligaments and tendons. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 7(3), 165-175.

Trotter, J. A. (1993). Functional morphology of force transmission in skeletal muscle. A brief review. *Acta Anatomica*, 146(4), 205-222.

Trotter, J. A. & Wofsy, C. (1989). The length of collagen fibrils in tendon. *Trans. Orthop. Res. Soc.*, 14, 180-190.

Van den Bogert, A. J., Gerritsen, K. G. M. & Cole, G. K. (1998). Human muscle modelling from a user's perspective. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(2), 119-124.

Viidik, A. (1967). The effect of training on the tensile strength of isolated rabbit tendons. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 1(2), 141-147.

Viidik, A. (1969). Tensile strength properties of achilles tendon systems in trained and untrained rabbits. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 40(2), 261-272.

Vilarta, R. & Vidal, B. C. (1989). Anisotropic and biomechanical properties of tendons modified by exercise and denervation: Aggregation and macromolecular order in collagen bundles. *Matrix*, 9(1), 55-61.

Winters, J. M. & Woo, S. L. Y. (1990). Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization. Springer-Verlag Berlin.

Winters, J. M. & Stark, L. (1987). Muscle models: What is gained and what is lost by varying model complexity. *Biological Cybernetics*, 55(6), 403-420.

Woo, S. L., Gomez, M. A., Amiel, D., Ritter, M. A., Gelberman, R. H. & Akeson, W. H. (1981). The effects of exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *Journal of Biomechanical Engineering*, 103(1), 51-56.

Woo, S. L. Y., Ritter, M. A. & Amiel, D. (1980). The biomechanical and biochemical properties of swine tendons - long term effects of exercise on the digital extensions. *Connective Tissue Research*, 7(3), 177-183.

Wren, T. A., Yerby, S. A., Beaupre, G. S. & Carter, D. R. (2001). Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clinical Biomechanics*, 16(3), 245-251.

Yasuda, T., Kondo, S., Homma, T. & Harris, R. C. (1996). Regulation of extracellular matrix by mechanical stress in rat glomerular mesangial cells. *The Journal of Clinical Investigation*, 98(9), 1991-2000.

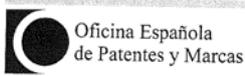
Ying, M., Yeung, E., Li, B., Li, W., Lui, M. & Tsoi, C. W. (2003). Sonographic evaluation of the size of achilles tendon: The effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 29(5), 637-642.

Zatsiorski, V. & Seluyanov, V. (1983). The mass and inertial characteristics of the main segments of the human body. In: Matsui, H. & Kobayahi K (eds). *Biomechanics VIII-B*, pp 1152-1159. Human kinetics.





MINISTERIO DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA



Oficina Española de Patentes y Marcas

HOJA DE INFORMACION COMPLEMENTARIA

NÚMERO DE SOLICITUD <b>P200901235</b>
FECHA DE PRESENTACIÓN

<input checked="" type="checkbox"/> PATENTE DE INVENCION		<input type="checkbox"/> MODELO DE UTILIDAD						
(5) SOLICITANTES:		APELLIDOS O DENOMINACION SOCIAL	NOMBRE	NACIONALIDAD	CODIGO PAIS	DNI/CIF	CNAE	PYME
(7) INVENTORES:		APELLIDOS	NOMBRE	NACIONALIDAD				
		CAÑAS DELGADO RIBAS SERNA PARÍS GARCÍA	ANTONIO JUAN FEDERICO	ESPAÑOLA ESPAÑOLA ESPAÑOLA				
(12) EXPOSICIONES OFICIALES:			LUGAR	FECHA				
(13) DECLARACIONES DE PRIORIDAD:		PAÍS DE ORIGEN	CODIGO PAIS	NÚMERO	FECHA			

MOD. 3102I - 2 - EJEMPLAR PARA EL SOLICITANTE

NO CUMPLIMENTAR LOS RECUADROS ENMARCADOS EN ROJO





MINISTERIO DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA



Oficina Española de Patentes y Marcas

HOJA DE INFORMACION COMPLEMENTARIA

NÚMERO DE SOLICITUD
FECHA DE PRESENTACIÓN

<input checked="" type="checkbox"/> PATENTE DE INVENCION		<input type="checkbox"/> MODELO DE UTILIDAD				
(5) SOLICITANTES:	APELLIDOS O DENOMINACION SOCIAL	NOMBRE	NACIONALIDAD	CODIGO PAIS	DNI/CIF	CNAE PYME
(7) INVENTORES:	APELLIDOS	NOMBRE	NACIONALIDAD			
	CAÑAS DELGADO RIBAS SERNA PARÍS GARCÍA	ANTONIO JUAN FEDERICO	ESPAÑOLA ESPAÑOLA ESPAÑOLA			
(12) EXPOSICIONES OFICIALES:	LUGAR		FECHA			
(13) DECLARACIONES DE PRIORIDAD:	PAÍS DE ORIGEN	CODIGO PAIS	NUMERO	FECHA		

MOD. 31021 - 1 - EJEMPLAR PARA EL EXPEDIENTE

NO CUMPLIMENTAR LOS RECUADROS ENMARCADOS EN ROJO

**ANEXO 3. Aprobación del comité ético de la US**

A quien pueda interesar:

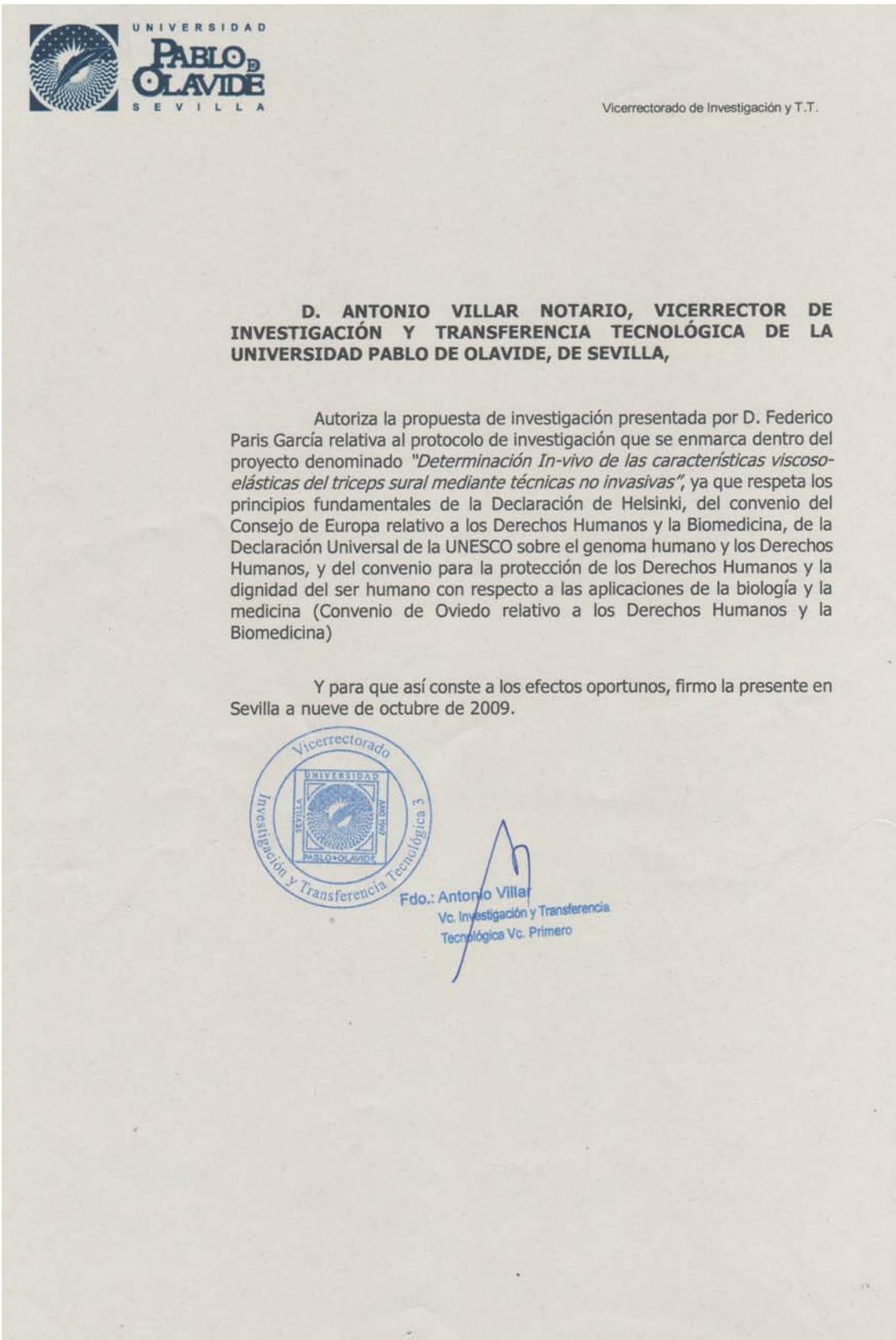
El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, habiendo examinado el Proyecto “DETERMINACIÓN DE LAS CARACTERÍSTICAS VISCOSO-ELÁSTICAS DEL TRICEPS SURAL MEDIANTE LA TÉCNICA DE VIBRACIÓN LIBRE.” presentado por D. Federico París García, emite el siguiente informe,

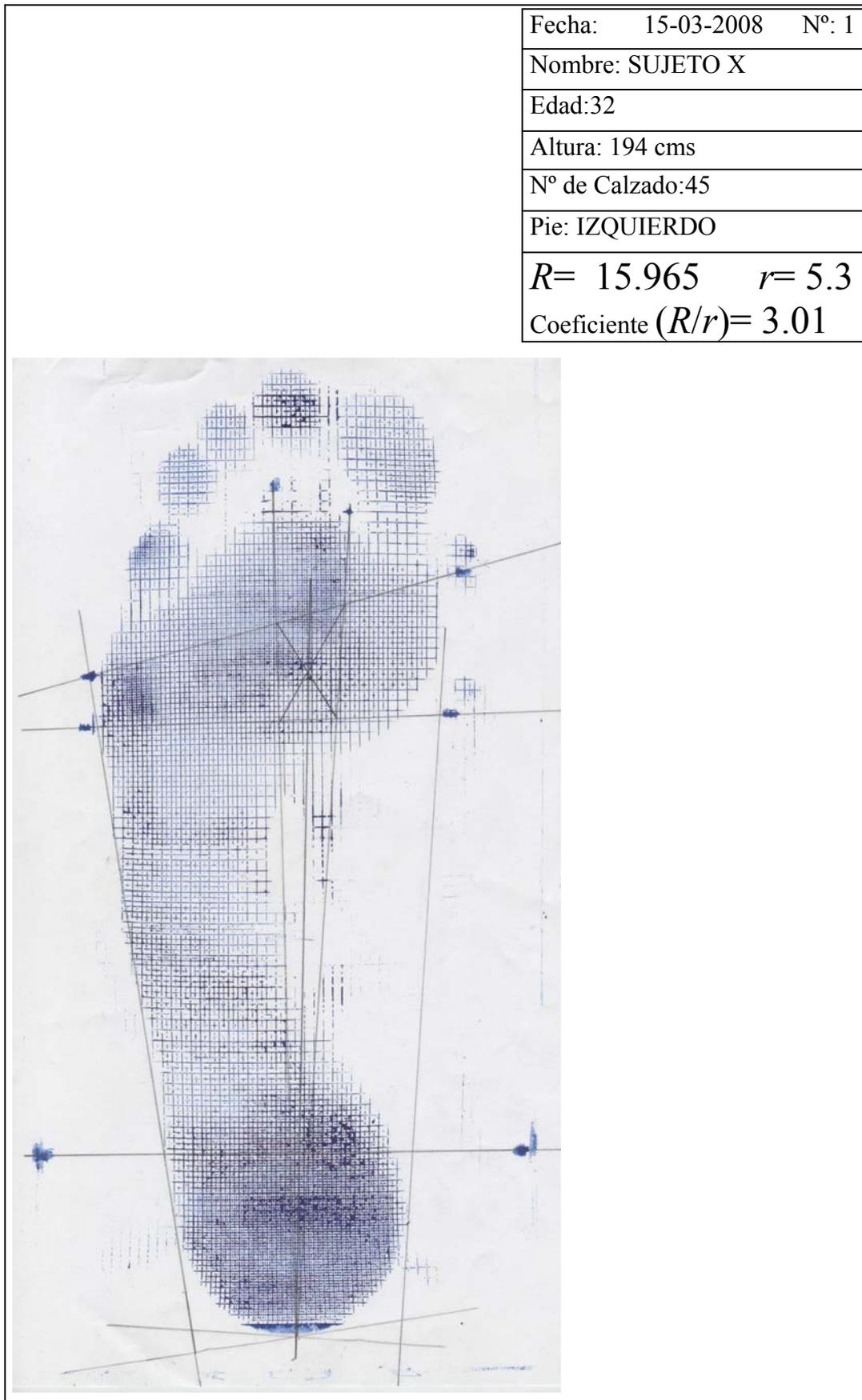
El proyecto cumple los requisitos exigidos para experimentación en sujetos humanos y en animales, y se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea.

Sevilla, a 13 de octubre de 2009.

EL PRESIDENTE DEL COMITE,

Fdo.: Profa. Dra. María Tortolero García.

**ANEXO 4. Aprobación del comité ético de la UPO**

**ANEXO 5. Pedigrafías (1 sujeto. MID y MII)**

Fecha: 15-03-2008 N°: 2

Nombre: SUJETO X

Edad:32

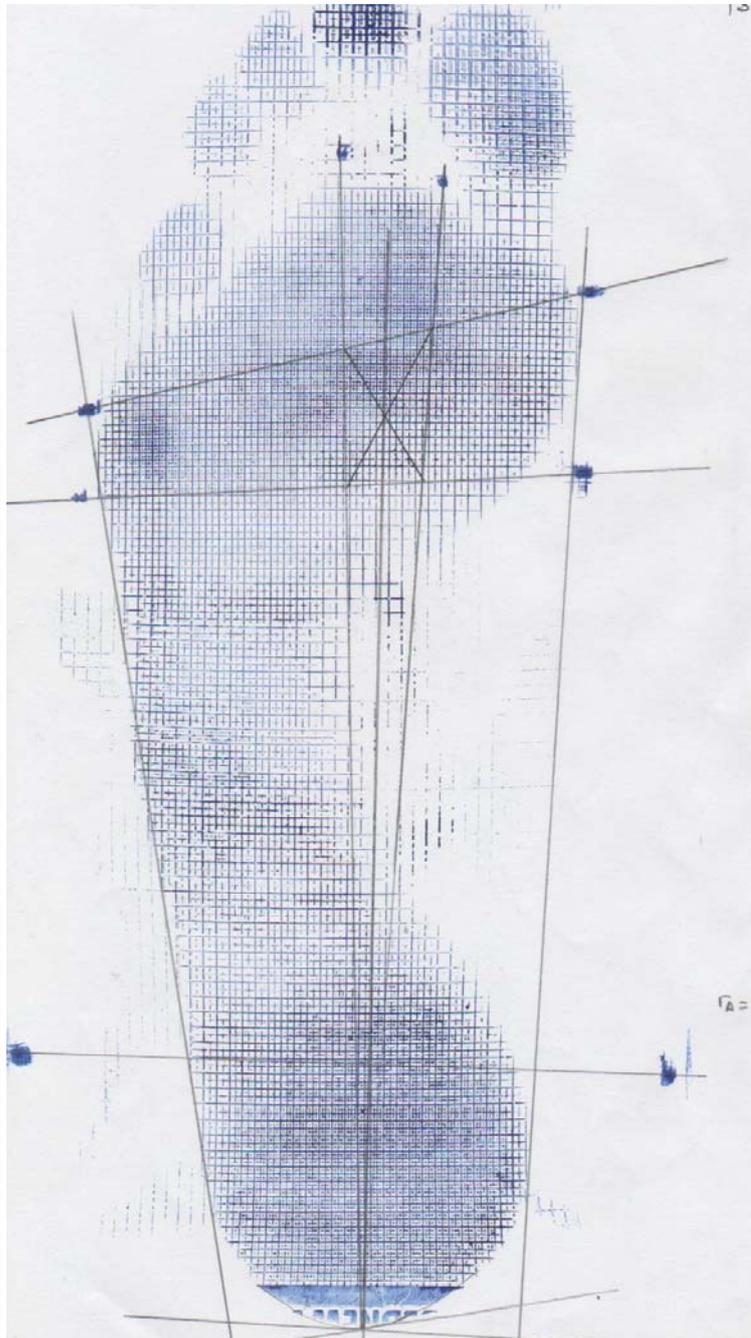
Altura: 194 cms

N° de Calzado:45

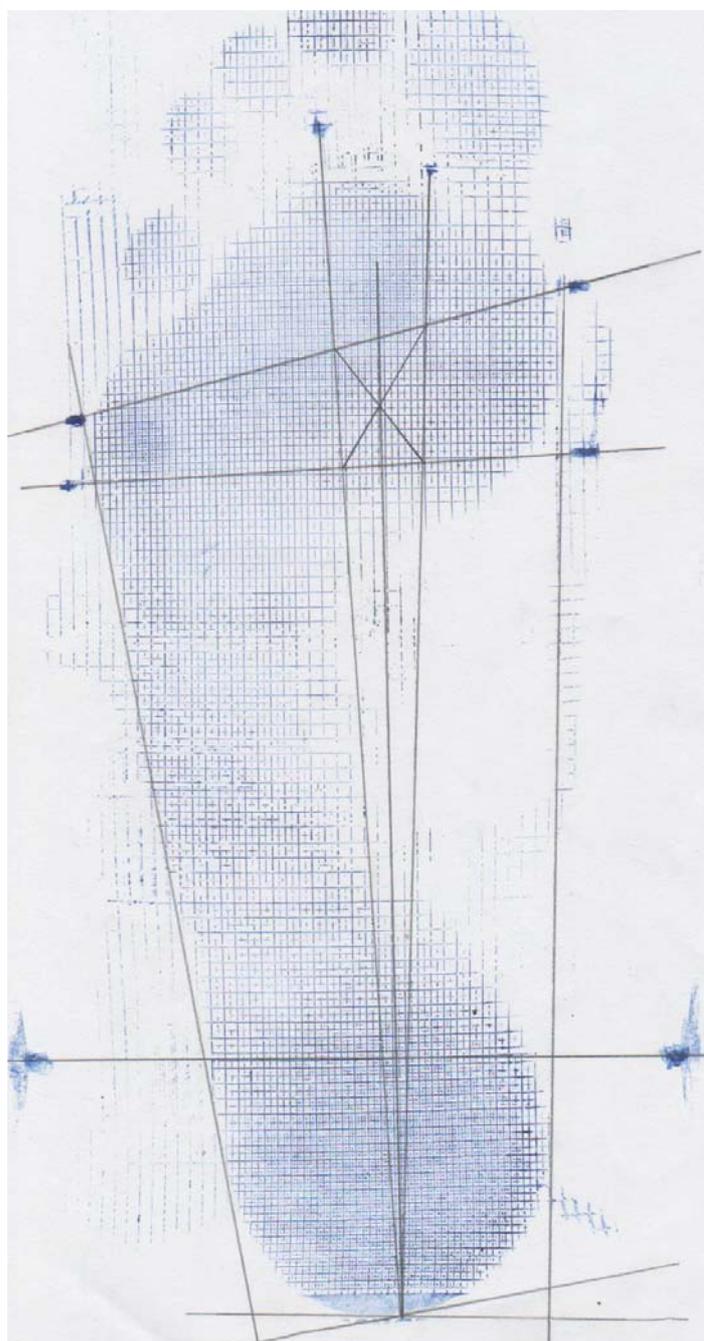
Pie: IZQUIERDO

$R= 15.45$      $r= 5.5$

Coefficiente  $(R/r)= 2.81$



Fecha: 15-03-2008 N°: 3
Nombre: SUJETO X
Edad:32
Altura: 194 cms
N° de Calzado:45
Pie: IZQUIERDO
$R= 15.347$ $r= 5.3$
Coefficiente $(R/r)= 2.9$



Fecha: 15-03-2008 N°: 4

Nombre: SUJETO X

Edad:32

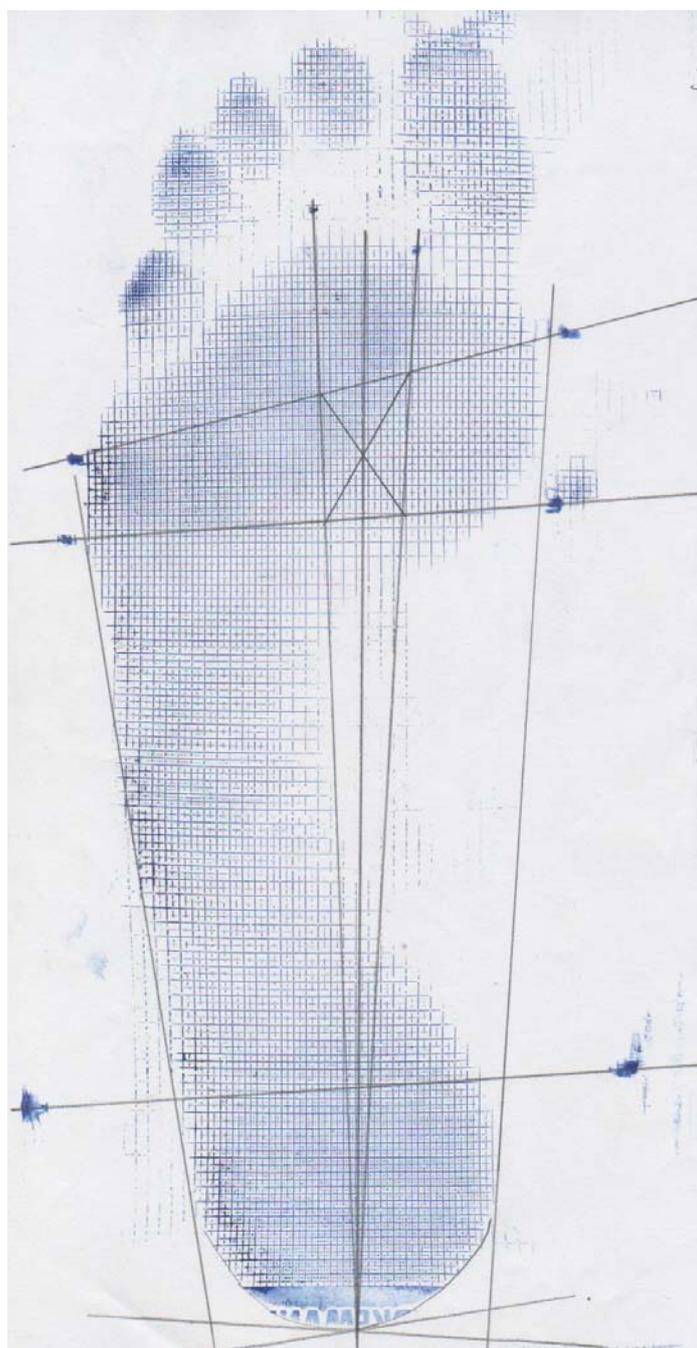
Altura: 194 cms

N° de Calzado:45

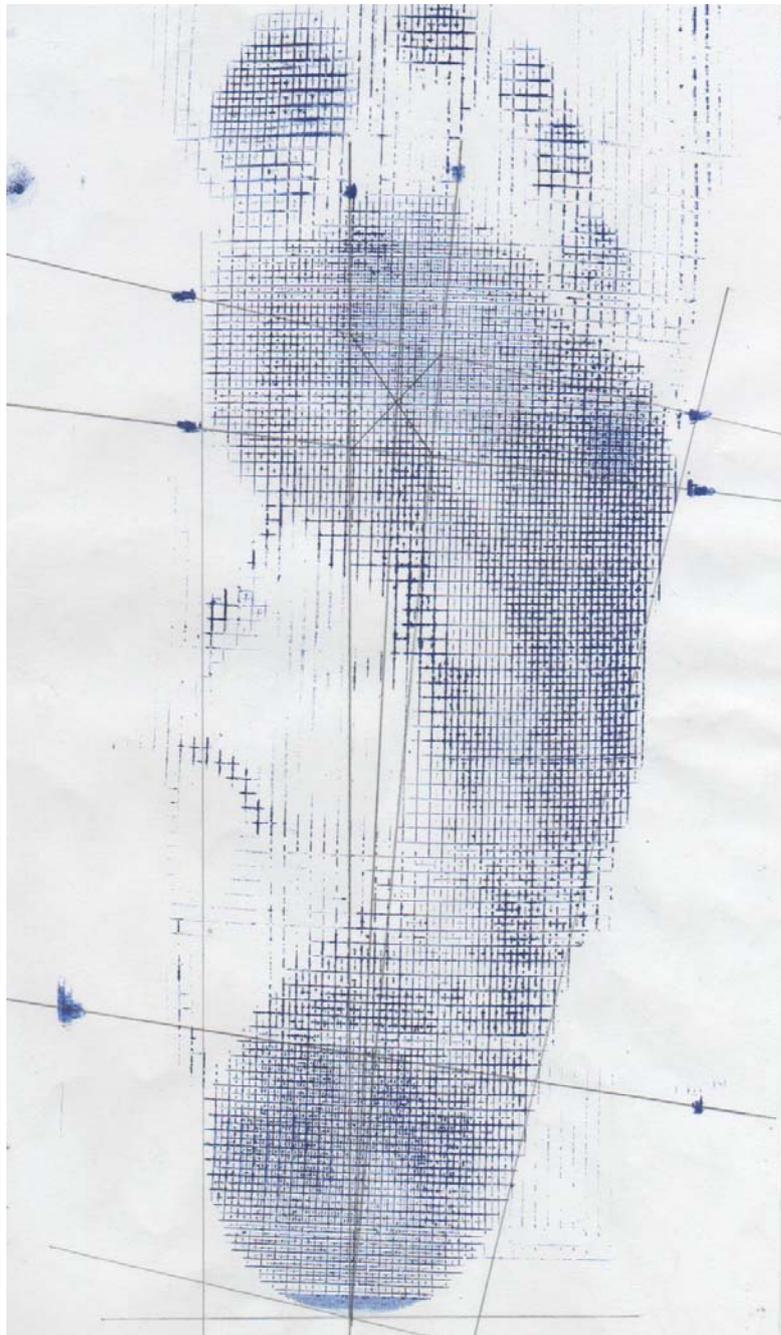
Pie: IZQUIERDO

$R= 15.553$   $r= 5.2$

Coefficiente  $(R/r)= 2.99$



Fecha:	15-03-2008	Nº: 1
Nombre:	SUJETO X	
Edad:	32	
Altura:	194 cms	
Nº de Calzado:	45	
Pie:	DERECHO	
$R=$	15.141	$r= 5.5$
Coeficiente $(R/r)= 2.75$		



Fecha: 15-03-2008 N°: 2

Nombre: SUJETO X

Edad:32

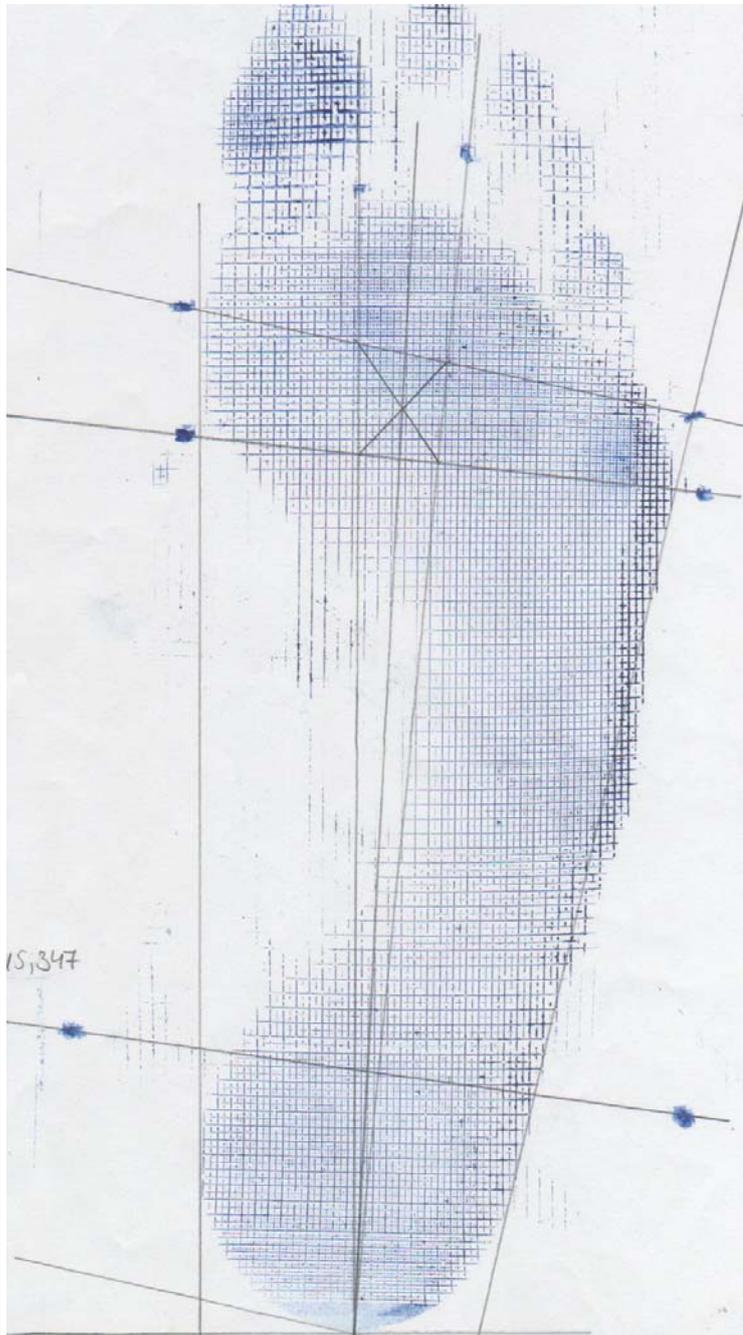
Altura: 194 cms

N° de Calzado:45

Pie: DERECHO

$R= 15.347$      $r= 5.5$

Coefficiente  $(R/r)= 2.79$



Fecha: 15-03-2008 N°: 3

Nombre: SUJETO X

Edad:32

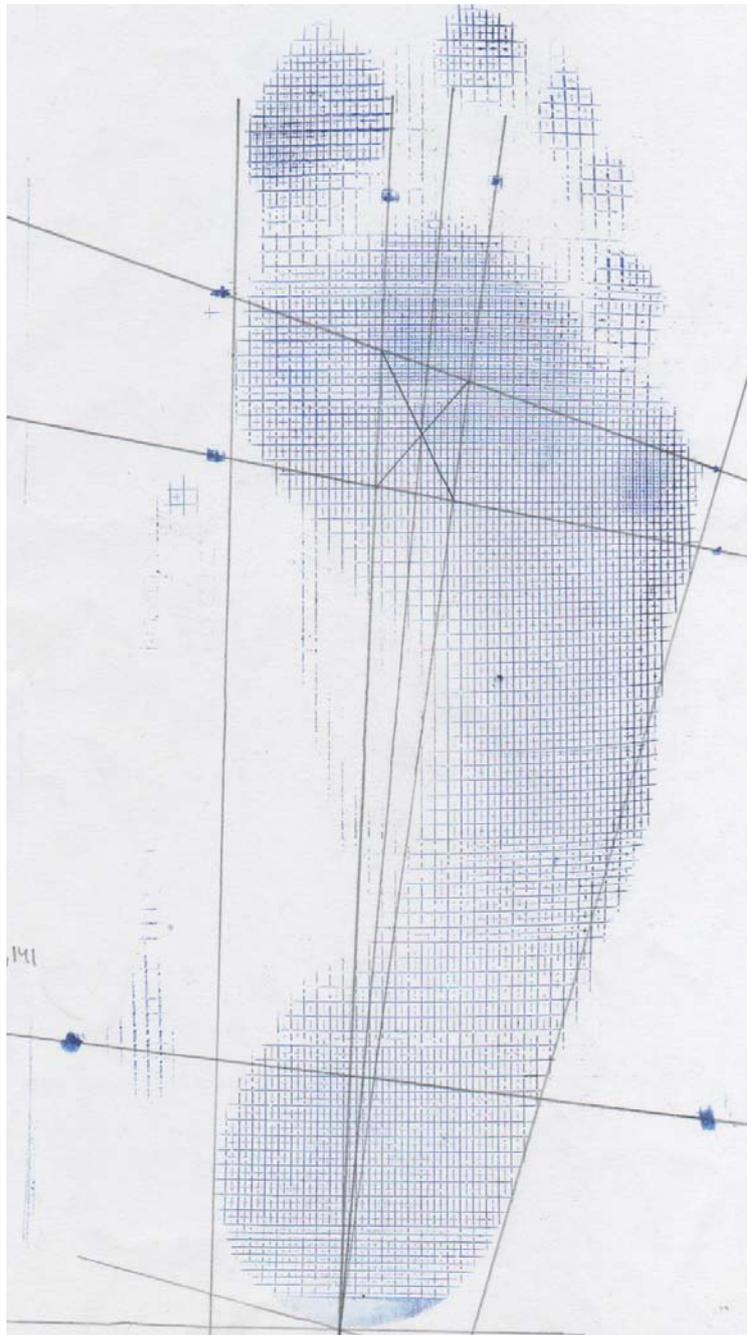
Altura: 194 cms

N° de Calzado:45

Pie: DERECHO

$R= 15.141$      $r= 5.2$

Coefficiente  $(R/r)= 2.91$



Fecha: 15-03-2008 N°: 4

Nombre: SUJETO X

Edad:32

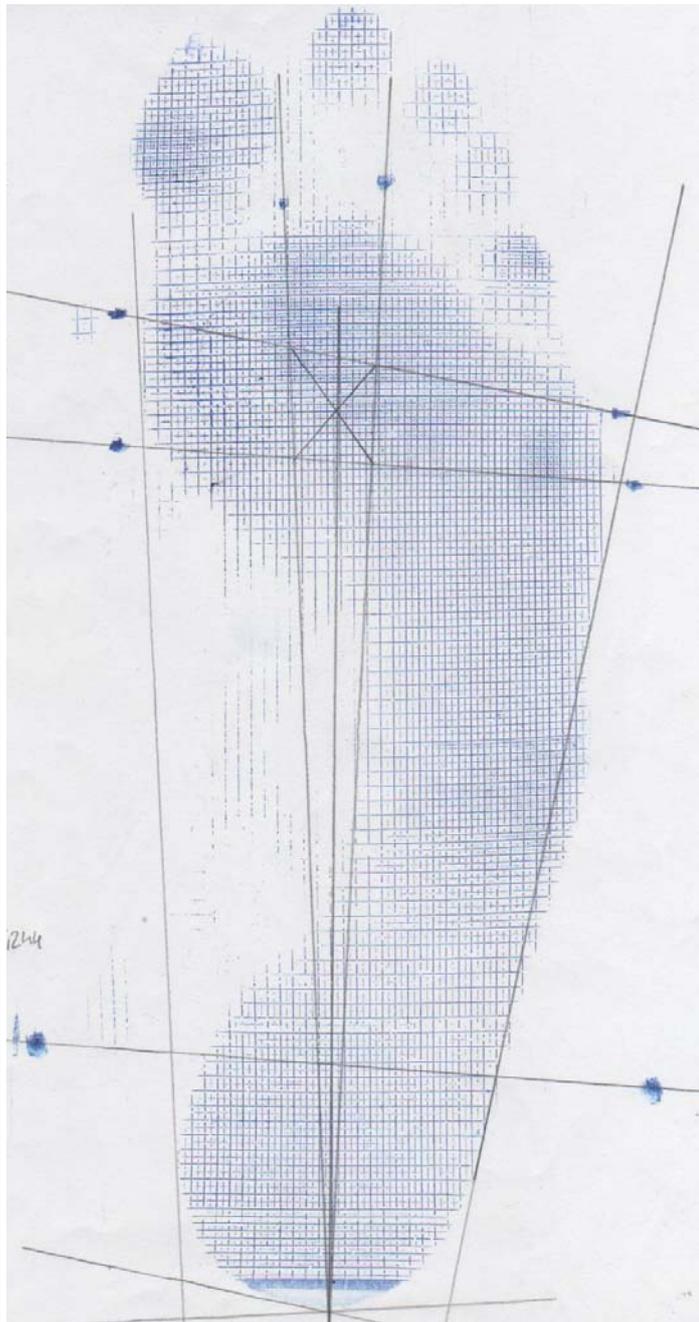
Altura: 194 cms

N° de Calzado:45

Pie: DERECHO

$R= 15.244$      $r= 5.2$

Coefficiente  $(R/r)= 2.93$



## **ANEXO 6. Protocolo para el ensayo basado en el desplazamiento vertical de la antepierna**

1. Se mide la altura y peso del sujeto.
2. Se miden los brazos de palanca de antepié y retropié ( $R$  y  $r$ ) (hacer pedigráfica)
3. Por palpación localizar la cabeza del 2º meta y pintar una línea perpendicular al eje del pie.
4. Ajuste de la posición del sujeto:
  - 4.1. El pie (paralelo al suelo), colocado a la distancia adecuada para que el apoyo en la célula de carga sea el adecuado, de tal forma que la línea pintada esté sobre la cabeza del tornillo (eje de medición de la célula) coincida con la línea pintada el pie. De este modo se hace coincidir eje de medición de la célula con la cabeza del 2º metatarsiano.
  - 4.2. Es importante establecer una referencia para el pie no ensayado, como colocar el talón sobre el marco de la silla.
  - 4.3. Para obtener las medidas de referencias hay que tener en cuenta que:
    - 4.3.1. La articulación del pie forme 90º y la rodilla también 90º (observar la línea media de la pierna y de la antepierna).
    - 4.3.2. El torso debe quedar en posición vertical.
    - 4.3.3. Debe comprobarse que la carga se mantiene constante en el indicador de la célula de carga.
  - 4.4. Se tomarán las medidas de referencia de:
    - 4.4.1. Profundidad del pie.
    - 4.4.2. Profundidad de la rodilla.
    - 4.4.3. Altura de la silla (nº de taladro).
    - 4.4.4. Profundidad de la silla (taladro de profundidad).
5. Se registran los datos del sujeto:
  - 5.1. Nombre y apellidos.
  - 5.2. Edad.
  - 5.3. Fecha del ensayo y hora.
  - 5.4. Datos de la máquina (Pie, Rodilla y asiento (altura y profundidad))
  - 5.5. Miembro inferior ensayado (derecho, izquierdo o ambos).
  - 5.6. Se registra  $R$  y  $r$ .
6. El indicador de la célula de carga se pulsa 2 veces el botón “TARE” y se verifica que la luz del TARE y del CAL si están encendidas.
7. Se coloca un tacón debajo del talón, inmediatamente después de ajustar el asiento y la posición del sujeto, con una altura ligeramente menor que la que queda de la posición de ensayo con carga, de manera que el talón debe reposar en la pieza siempre que no se esté ensayando.
8. Para cada nivel de carga:
  - 8.1. Colocar la carga sin que repose sobre la rodilla del sujeto (una pieza intermedia será la que sujete la carga).
  - 8.2. En el menor tiempo posible realizar la siguiente secuencia:
    - 8.2.1. El sujeto levanta el tobillo (buscando todos los ángulos rectos).
    - 8.2.2. Se quita la pieza que hace de calzo.
    - 8.2.3. Se coloca el peso encima de la rodilla.
    - 8.2.4. Se pulsa el botón “LEER CÉLULA” del panel del programa FUKA 4.
    - 8.2.5. Se provoca la perturbación.
    - 8.2.6. El peso se deja encima de una pieza, se coloca el calzo y el sujeto relaja la articulación del tobillo.
    - 8.2.7. Asignar un nombre al fichero y grabar.
9. Se procede a cambiar las pesas con el pie descansado y el sujeto manteniendo la misma postura y se repite el protocolo a partir del paso nº 8.

## **ANEXO 7. Protocolo para el ensayo basado en la capacidad de giro del tobillo**

1. Se mide la altura y peso del sujeto.
2. Se miden los brazos de palanca de antepié y retropié ( $R$  y  $r$ ) (hacer pedigráfica).
3. Por palpación localizar la cabeza del 2º meta y pintar una línea perpendicular al eje del pie.
4. Ajuste de la posición del sujeto (ajustes relacionados con el pie):
  - 4.1. (1) Regulación de la altura de la máquina.
  - 4.2. (2) Regulación de la profundidad de la rodilla.
  - 4.3. (3) Regulación del tope anterior de la antepierna (espinilla).
    - 4.3.1. Línea media de la antepierna debe estar paralela al suelo (horizontal).
    - 4.3.2. Colocar la espuma para evitar dolor en la zona de contacto.
  - 4.4. Comprobar que (1) y (2) están bien ajustadas y por tanto existe un ángulo de 90° en la articulación del tobillo.
  - 4.5. (4) Regulación de los topes laterales de la rodilla. La antepierna debe quedar en línea con las poleas de la máquina.
  - 4.6. Ajuste de las correas auxiliares de sujeción. Las correas deben quedar bien ajustadas y se aflojan una vez realizado cada ensayo (perturbación).
  - 4.7. Altura de la silla (nº de taladro).
  - 4.8. Profundidad de la silla (taladro de profundidad).
5. Ajuste del estribo (ajustes relacionados con el travesaño y pesas):
  - 5.1. Regulación de la posición del travesaño (altura y ángulo del mismo).
  - 5.2. Ajuste de la posición de las pesas.
  - 5.3. Ajuste final del estribo en el pie (marcar con rotulador la posición).
- 5.4. Miembro inferior ensayado (MID, MII o ambas)
- 5.5. Se registra  $R$  y  $r$ .
6. El indicador de la célula de carga se pulsa 2 veces el botón “TARE” y se verifica que la luz del TARE y del CAL están encendidas.
7. Se abre el programa FUKA 4, se inicia el programa y se pulsa el botón de inicializar banda. Fijar el tiempo de ensayo. 5 sg aprox. para 1 golpe.
8. Colocación del peso para la realización del ensayo:
  - 8.1. De manera simultánea un investigador eleva las pesas y el otro investigador coloca el estribo en el lugar marcado previamente con rotulador sobre la banda metatarsal, asegurándose de que en el momento de recibir la carga, la posición del tobillo se encuentra a aproximadamente 10° por debajo de su posición neutra.
  - 8.2. Una vez recibido el peso el sujeto colocará el tobillo en posición neutra manteniendo el peso en equilibrio.
9. Un investigador pulsará el botón “leer célula” y el otro investigador en el menor tiempo posible provocará la perturbación sobre las pesas.
10. Una vez realizado, un investigador levantará las pesas y el otro quitará el estribo del pie.
11. Una vez repetido 4 veces el ensayo para un mismo peso se procede a cambiar las pesas con el pie fuera de la estructura y se repite el protocolo a partir del paso nº 7.