



ORDEN HOSPITALARIA DE SAN JUAN DE DIOS  
Escuela de Enfermería y Fisioterapia

**Máster Universitario en Biomecánica  
y  
Fisioterapia Deportiva.**

**Trabajo Fin de Máster**

**Título:**

***Datos de normalidad del Test de  
Resistencia Máxima y estudio de la fatiga  
electromiográfica***

Alumno: Carlos Jové Blanco  
Tutor: Néstor Pérez Mallada

**Madrid, junio de 2018**

## Índice

1. Glosario de términos .....	2
2. Resumen .....	3
3. Abstract .....	4
4. Antecedentes y estado actual del tema .....	5
5. Evaluación de la evidencia.....	14
6. Objetivos.....	15
6.1 Objetivo general.....	15
6.2 Objetivos específicos .....	15
7. Hipótesis conceptual.....	16
8. Metodología.....	17
8.1 Diseño del estudio .....	17
8.2 Sujetos de estudio .....	17
8.3 Variables .....	21
8.4 Diseño de Intervención.....	24
8.5 Cronograma.....	32
8.6 Recogida y análisis de datos .....	33
8.7 Limitaciones .....	34
8.8 Aspectos éticos .....	35
9. Resultados.....	36
10. Discusión.....	54
11. Conclusiones .....	59
12. Listado de referencias .....	60
13. Anexos .....	66
13.1. Anexo 1 .....	66
13.2. Anexo 2 .....	71
13.3 Anexo 3.....	75

## **1. Glosario de términos**

ACP: Análisis de componentes principales

EMGs: Electromiografía de superficie

MCV: Máxima contracción voluntaria

MNF: Media de la frecuencia

N: Newtons

STFT: Transformada rápida de Fourier

TRM: Test de Resistencia Máxima

## 2. Resumen

El hombro es una articulación implicada en un gran número de actividades, tanto laborales como deportivas. Los movimientos repetitivos y la fatiga se cree que pueden llevar a la aparición de patología en el hombro.

Objetivo: obtener los datos de normalidad y estudiar la fatiga a nivel electromiográfico para el Test de Resistencia Máxima (TRM) por sexos.

Método: Los valores de fuerza (Newtons) y duración (Segundos) del TRM se obtuvieron a través de dinamómetro Primus BTE. El 30% de la máxima contracción voluntaria (MCV) a 90° de abducción de hombro de cada individuo fue la carga del TRM y se obtuvo su estadística descriptiva. Se utilizó electromiografía de superficie (EMGs) para detectar la fatiga en el deltoides medio y trapecio superior de la extremidad dominante, a través de la transformada rápida de Fourier (STFT). Se realizó una regresión lineal para detectar su presencia.

Resultados: los varones obtuvieron mayores datos de fuerza y resistencia que las mujeres y existe variabilidad en la presencia de fatiga electromiográfica en el trapecio superior entre sexos.

Conclusión: Existe fatiga electromiográfica en el deltoides medio de todos los sujetos y existe variabilidad en la presencia de fatiga en el trapecio superior. El 33% de las mujeres y el 9% de los varones no presentaron fatiga a nivel electromiográfico en el trapecio superior.

Palabras clave: hombro, electromiografía, fatiga, sexo.

### **3. Abstract**

The shoulder is involved in many different activities, both work and sport related. Repetitive movements and fatigue are both thought to be related with the development of pathology.

Aim: obtain normative data and study electromyographic fatigue for the Maximum Resistance Test (TRM) by sex.

Method: Force values (Newtons) and duration (Seconds) of the TRM were obtained with Primus BTE dynamometer. 30% of the maximum voluntary isometric contraction (CVIM) at 90° of abduction of each subject was the load used in the test and descriptive statistics was obtained. Surface electromyography (EMGs) was used to detect fatigue on middle deltoid and upper trapezius for the dominant limb through short time Fourier transformation (STFT). Linear regression from these values was used to detect its presence.

Results: Males present higher force and endurance values than females and electromyographic fatigue variability existed between sexes in the upper trapezius.

Conclusion: Electromyographic fatigue on the middle deltoid was present on all subjects and variability exists in the presence of electromyographic fatigue on the upper trapezius. 33% of females and 9% of males didn't present electromyographic fatigue on the upper trapezius.

Keywords: shoulder, electromyography, fatigue, sex.

#### **4. Antecedentes y estado actual del tema**

El complejo articular del hombro está formado por tres articulaciones anatómicas verdaderas: gleno-humeral, esterno-clavicular y acromio clavicular; y dos articulaciones mecánicas: escapulo-torácica y subdeltoidea. (1)

Los movimientos abarcan la flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna, rotación externa y circunducción (2)

El movimiento de abducción es el movimiento que aleja el miembro superior del tronco. Se realiza en el plano frontal, entorno al eje anteroposterior y llega a alcanzar una amplitud de movimiento de 180°. Este movimiento se divide en tres fases y en ellas intervienen distintas articulaciones: (3)

- 0°-60°: se efectúa exclusivamente en la articulación glenohumeral
- 60°-120°: necesita de la participación de la articulación escapulotorácica
- 120°-180°: requiere de las dos articulaciones anteriores y de la inclinación del lado opuesto del tronco

En dicha articulación los músculos constituyen los verdaderos medios de unión ya que la cápsula articular y los ligamentos son demasiado laxos para mantener la unión de las superficies articulares. Es por ello por lo que el correcto funcionamiento de éstos cobra un papel fundamental para el desarrollo de las actividades humanas. (4)

La estabilidad en la articulación glenohumeral se produce principalmente a través del reclutamiento de los músculos del manguito de los rotadores (subescapular, supraespinoso, infraespinoso y redondo menor) mientras que los músculos dorsal ancho, redondo mayor y pectoral mayor han sido descritos como los principales responsables del movimiento. (5)

El manguito de los rotadores es el principal encargado de mantener la cabeza humeral en su posición óptima dentro de la cavidad glenoidea. La realización de actividades repetitivas en presencia de fatiga puede ocasionar alteraciones en la estabilización dinámica de la cabeza del húmero pudiendo ocasionar tendinopatías o pinzamientos en el espacio subacromial. (6)

La musculatura implicada en el movimiento de abducción varía según la amplitud del movimiento (3)

- 0° -90°: Deltoides medio y supraespinoso
- 90°-130: Deltoides medio, trapecio superior, trapecio inferior y serrato mayor.
- 130°-180°: deltoides medio, trapecio superior, trapecio inferior, serrato mayor y músculos espinales contralaterales.

Existen multitud de actividades, ya sean laborales o deportivas, en las que se realizan movimientos repetitivos de hombro entre los que se incluye el movimiento de abducción. Los movimientos repetitivos, junto con la fatiga que estos producen se cree que pueden producir alteraciones articulares que pueden progresar a problemas más graves, influyendo en el desarrollo de la actividad laboral y deportiva. Sirva como ejemplo de su relevancia que en las nuevas guías de prevención en béisbol en Estados Unidos recomiendan limitar el número de lanzamientos para disminuir la incidencia de lesiones en el miembro superior. (7,8)

Según el Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, el porcentaje de trabajadores que sienten alguna molestia atribuible a posturas y esfuerzos derivados del trabajo que realiza es del 77,5%. De entre esos trabajadores, un 13,8% identificaban molestias correspondientes a la articulación glenohumeral, poniendo de manifiesto la importancia que tiene para el ámbito laboral llevar a cabo una investigación más exhaustiva de dicha articulación y sus posibles mecanismos de lesión. (9) (10)

El dolor de hombro es una de las patologías musculoesqueléticas más comunes que atienden los fisioterapeutas y los datos indican que son las que presentan un tiempo medio de recuperación más largo. El movimiento de abducción es un movimiento

que se realiza de forma habitual para situar la mano en actividades funcionales y se utiliza en la evaluación clínica de hombros con patologías como inestabilidad, rigidez o dolor. El tratamiento efectivo sólo es posible a través de una correcta evaluación física. El movimiento de abducción también forma parte de muchos programas de rehabilitación para mejorar la función del hombro. (11)

No se han encontrado en las bases de datos consultadas valores de normalidad para comparar la resistencia a un movimiento de abducción isotónico, por lo que no se puede saber de forma objetiva en qué situación se encuentra un sujeto con patología o dolor en dicha articulación. Sin estos datos resulta imposible determinar si se han alcanzado valores funcionales óptimos o en qué grado afecta la patología a la funcionalidad de la articulación. Tampoco se han hallado datos acerca de cuanto tarda en aparecer la fatiga en los distintos músculos de la articulación al realizar movimientos de abducción repetidos a una carga media. (12) (13)

Se ha sugerido que la fatiga de la musculatura del hombro es un factor de riesgo para la aparición de patología en labores repetitivas de baja intensidad (14) (15). Looze et al. (14) realizaron una revisión de trece artículos que versaban sobre la medición de la fatiga en trabajos de baja carga realizando una tarea de más de una hora y una intensidad de menos de 20% de la máxima contracción voluntaria (MCV) del trapecio superior. Concluyeron que existen signos objetivos de fatiga en algunas de las tareas de baja carga para niveles de intensidad por encima del 15% MCV. Allahyari et al. (15) realizaron un estudio comparativo entre la actividad y fatiga de la musculatura de la cintura escapular en dos tipos diferentes de máquinas de hacer alfombras, la tradicional y la mejorada. Concluyeron que el nivel de activación en la máquina tradicional era mayor pero no observaron fatiga electromiográficamente en ninguna de las dos.

En la década de 1980, se registró la actividad electromiográfica del trapecio superior e inferior durante el movimiento de abducción del hombro. Se concluyó que las mialgias del tren superior estaban asociadas con los músculos encargados del movimiento realizando las funciones de los músculos posturales. La disfunción más habitual era que el trapecio superior dominaba la acción muscular estabilizadora asociada a la abducción de 90°, aunque el trapecio inferior debería ser el que

realizase la estabilización. También se demostró el rol que tiene un trapecio superior hiperactivo en cefaleas, en el dolor de cuello y hombro. Se concluyó que casi todos los patrones anormales de la parte superior de la espalda implican hiperactividad del trapecio superior, revelando la importancia que tiene conocer no sólo los músculos que intervienen sino cómo intervienen. (16)

El concepto de fatiga ha sido de gran interés en el pasado y en el presente, sin embargo, se sabe muy poco acerca de su impacto en el desarrollo de las actividades humanas. (17) (18) El concepto de fatiga es complejo debido a los diversos fenómenos fisiológicos y psicológicos que contribuyen a ella y que la demuestran. (19) Actualmente no se conoce de forma completa el mecanismo de producción ni la jerarquía de los factores que desencadenan la fatiga. Esto se debe a las numerosas localizaciones donde puede originarse, los diferentes métodos para medir sus efectos y la dificultad para aunar esos resultados. Las alteraciones que se producen en el sistema nervioso, en las aferencias de las motoneuronas espinales, en la coordinación de los sistemas cardiocirculatorios y respiratorios con el trabajo muscular, a nivel bioquímico, endocrino e inmunitario, contribuyen al cese del ejercicio y no solamente las que se producen en el tejido músculo esquelético. (17)

La fatiga es una característica fundamental del tejido músculo esquelético y una gran variedad de definiciones han sido utilizadas para definir la fatiga muscular. Estas definiciones tienden a cambiar dependiendo de la pregunta a resolver por la investigación. La definición clásica de fatiga muscular es la disminución en la fuerza o potencia producida en respuesta a una actividad contráctil. (20)

Según Enoka et al. el concepto de fatiga tiene dos atributos:(18)

1. Fatigabilidad en el rendimiento: definida como la disminución en una medida objetiva del rendimiento en un periodo determinado de tiempo. Este atributo depende de la capacidad contráctil de los músculos involucrados y la capacidad del sistema nervioso para producir señales de activación adecuadas, derivadas de las señales descendentes y el feedback aferente para la actividad que se está realizando. La fatiga se puede medir con la variación de la potencia o la amplitud de los potenciales evocados.

2. Fatigabilidad percibida: definida como cambios en las sensaciones que regulan la integridad del ejecutante. Este atributo se deriva de su valor inicial y de la tasa de cambio en las sensaciones que regulan la integridad del ejecutante basándose en el mantenimiento de la homeostasis y el estado psicológico del paciente. Se define la fatiga como un síntoma, lo que significa que puede ser evaluada a través de una autoevaluación. La fatiga en un momento específico se puede evaluar realizando al ejecutante uno o varias preguntas sobre el nivel de fatiga que tiene en ese instante. Se puede evaluar a través de la escala EVA con un “Ausencia de fatiga” a la izquierda y un “Más fatigado que nunca” a la derecha. Otra opción es usar la escala “Profile of Mood States Questionnaire”.

Gonzalez Badillo et al. (17) argumentan que la sensación de esfuerzo parece derivar de la necesidad de aumentar los comandos centrales para conseguir reclutar un número de motoneuronas suficientes para acometer la tarea objetivo. Naturalmente, los cambios en la sensibilidad de los propioceptores musculares también juegan un papel importante en la generación de la sensación de esfuerzo.

La evaluación acerca de la fatiga es necesaria para optimizar las cargas de trabajo y disminuir el riesgo de lesiones o sobreentrenamiento. La aproximación conceptual al término fatiga, aunque se ha tratado de simplificar, no es nada sencilla cuando se tienen en consideración todos los posibles factores desencadenantes. (18) (20)

Los cambios en los valores obtenidos a través de la dinamometría y EMGs son dos métodos contrastados utilizados para detectar la presencia de fatiga. (21) (22) (23)

El dinamómetro se define como un instrumento para medir fuerzas según la Real Academia Española de la Lengua Española. (24) En la literatura se encuentra el uso tanto de dinamómetros isocinéticos (25) entre los que se incluye el Primus BTE (26) y el Biodex (27), como de dinamómetros manuales. (28)

En el estudio realizado por Stauber et al. (23) utilizaron la variación de los valores de potencia obtenidos a través del dinamómetro para objetivar la aparición de fatiga tras un programa de entrenamiento en los extensores de rodilla en mujeres. Argumentaban que la disminución en la potencia después de un ejercicio de alta intensidad y corta duración podría suponer un mayor riesgo de lesión y disminución del rendimiento. A su vez las diferencias fisiológicas en la potencia muscular tras el ejercicio podrían tener un impacto en el resultado de intervenciones terapéuticas en lesiones deportivas y condiciones ocupacionales que den lugar al sobreuso. En su estudio argumentan que un individuo puede tener valores normales de fuerza medidos por tests manuales, isométricos o isocinéticos y ser deficiente en la producción de potencia, característica fundamental del rendimiento deportivo, poniendo de manifiesto la relevancia de dichas pruebas.

En el TRM con el dinamómetro se identifican los siguientes elementos como signos de aparición de fatiga:

1. Disminución de un 20% en la potencia durante la ejecución del ejercicio. (29)
2. Incapacidad de completar el rango completo del ejercicio. (30)
3. La utilización de estrategias compensatorias para realizar el ejercicio. (30)

La electromiografía es el estudio de la función muscular a través de la observación de la señal eléctrica que emanan los músculos. A través de su uso, obtenemos información inalcanzable por los sentidos del tacto o la vista. Las principales ventajas del uso de EMGs es que se trata de un método seguro, fácil y no invasivo que permite cuantificar objetivamente la energía muscular. Esta técnica permite al observador registrar la actividad muscular tanto a nivel estático como dinámico. Al añadir la EMGs a la práctica del fisioterapeuta, se pueden obtener respuestas objetivas que añadir a los otros recursos de valoración que forman parte de la práctica habitual. Debe quedar claro que la EMGs no es una medida de fuerza, ni de esfuerzo o de la longitud de reposo del músculo. El uso de electrodos de superficie en el trapecio superior y deltoides medio se ha demostrado que es válido por estudios previos con una probabilidad mínima de "crosstalk" de los músculos adyacentes. (11)

La limitación principal es que únicamente se puede monitorizar un número reducido de músculos. Otra limitación importante es el fenómeno de “cross-talk”, un fenómeno que consiste en que la energía de un grupo muscular viaja al campo de registro de otro grupo muscular. Esto puede suponer una dificultad a la hora de obtener registros aislados de músculos específicos. Cabe destacar que la posición de los electrodos puede variar el registro, por lo que a la hora de realizar comparaciones entre clínicas o estudios hay que usar las mismas localizaciones de registro (16) y para dar uniformidad a las medidas hay que basarse en la European concerted action SENIAM. (31)

Se ha utilizado la EMG para analizar los patrones de reclutamiento del movimiento de flexión de hombro (32), para analizar la actividad muscular en movimientos en diferentes planos y velocidades (33) y en estudios de la actividad laboral donde se cree que la fatiga es un factor contribuyente a las lesiones ocupacionales (8) (14) (15)(21)

Existe una diferencia esencial entre la evaluación de la fatiga a través de la dinamometría y la EMGs. El dinamómetro nos indica la aparición de fatiga a través de la disminución de la potencia en la ejecución del gesto teniendo en consideración todos los músculos que participan en el movimiento de forma conjunta. Sin embargo, la EMGs nos indica la aparición de fatiga de cada músculo de forma individualizada. (34)

En la literatura acerca del estudio de la fatiga a través de EMGs existe un amplio consenso (32) acerca de qué características electromiográficas se cumplen durante las contracciones isométricas. Sin embargo, a nivel de las contracciones dinámicas se han desarrollado varias técnicas en busca de un parámetro mioeléctrico que sea sensible a los cambios inducidos por la fatiga en la EMGs pero poco sensible a los factores dinámicos. (12)

Durante una contracción máxima, isométrica y fatigante, los cambios que se observan en la señal electromiográfica y que se identifican como signos de fatiga son un aumento en la amplitud de la señal y un desplazamiento hacia frecuencias menores en el espectro de potencia. (35)

Sin embargo, durante las contracciones dinámicas, donde la fuerza y el ángulo de la articulación varían en el tiempo, la no estacionalidad de la EMGs causa un aumento en la variabilidad de estos parámetros. Esto se debe al reclutamiento-desreclutamiento de unidades motoras activas en las proximidades de los electrodos de registro, la variación en el filtro espacial a la vez que el músculo cambia de forma y también al movimiento de la zona de inervación relativa al electrodo de superficie, colectivamente llamados factores dinámicos. (13)

En la literatura se encuentran tanto abordajes multivariados como univariados para la detección de la fatiga muscular. (13) (30) (35) (36) El análisis de componentes principales (ACP) se presenta en la literatura como la metodología de abordaje multivariado más desarrollada. (13) (36) En el abordaje univariado los valores de la media cuadrática (36) y la media de la frecuencia (MNF) en la señal a través de la STFT durante las contracciones cíclicas dinámicas pueden ser utilizadas para la detección de la fatiga a nivel electromiográfico. (30) (35) Se ha encontrado un estudio en el que se argumenta que los valores de frecuencia media no son sensibles a la fatiga. (36)

En la literatura consultada se ha encontrado un estudio (37) acerca de los valores de fuerza isométricos en abducción de 90° en sujetos sanos, incluyendo en la muestra varones y mujeres. Midieron los valores de fuerza del lado dominante y no dominante, características antropométricas y las posibles relaciones entre ellas. Se ha hallado también un estudio (38) que cuantifica la actividad “normal” de la musculatura que interviene en el movimiento de abducción, pero no se han encontrado estudios acerca del estudio de la fatiga en dichos músculos.

En la actualidad se ha demostrado que el movimiento de abducción se produce de forma intercambiable entre el plano escapular y el coronal. No existe diferencia en el patrón de activación muscular entre los dos planos (11) (38) . Existe una activación

media un 5% MCV mayor del deltoides medio en el plano coronal. Los autores del estudio defienden que esta diferencia se suele considerar mínima y cuestiona si tiene alguna relevancia clínica.

Las diferencias de fuerza entre el género masculino y el femenino son abundantes en la literatura, debidas a las características fisiológicas intrínsecas de cada género, por lo que es un factor que se ha tenido en cuenta para el análisis de los datos en estudios. (37) (39). En el estudio realizado por Negrete et al. (37) se registra si se está realizando la medición en la mano dominante o no dominante y en el estudio realizado por Noguchi et al. (7) objetivaron que existían diferencias en la potencia del miembro superior dominante y el no dominante en jugadores de béisbol.

Existen estudios que muestran que las mujeres presentan una menor fatigabilidad que los varones y que la aparición de la fatiga electromiográfica tiene un patrón de aparición distinto entre sexos. (40) (41)

## 5. Evaluación de la evidencia

Para la realización de este trabajo se consultaron las bases de datos PubMed, PEDro y CINHALL.

Inicialmente se limitó la búsqueda a los cinco años previos a la realización de este trabajo, pero por falta de artículos para la realización de éste se incluyeron los últimos 20 años. Se cita un artículo previo al año 2000, debido a su relevancia en el área de la detección de la fatiga a través de la electromiografía, realizado por De Luca et al. en 1984.

Se limitó la búsqueda a artículos a texto completo y en humanos.

Para realizar la búsqueda de los artículos se utilizaron los siguientes términos.

Términos MeSH	Términos libres
Shoulder	Sex Differences
Electromyography	Dynamometer
Fatigue	Surface electromyography
Sex	Abduction
	Normative dato
	Healthy subjects

Tras la lectura del abstract, todos los artículos recogidos en este trabajo fueron extraídos de la base de datos PubMed.

Se solicitaron a la biblioteca aquellos artículos que no se encontraban en formato libre acceso. Número total de artículos: 37

Se realizaron búsquedas manuales y consultas de libros, dando como resultado 12 referencias.

Referencias finales: 49 referencias.

## **6. Objetivos**

### **6.1 Objetivo general**

- Obtener los datos de normalidad de la fuerza isométrica, test de capacidad máxima de resistencia en la abducción de hombro y analizar si existe fatiga a nivel electromiográfico en el deltoides medio y trapecio superior de la extremidad dominante en sujetos sanos por sexo.

### **6.2 Objetivos específicos**

- Obtener los datos de normalidad de la fuerza isométrica (N) en 90° de abducción de hombro de la extremidad dominante
- Obtener los datos de normalidad de la fuerza isométrica (N) en 90° de abducción de hombro de la extremidad dominante según sexo.
- Obtener los datos de normalidad (segundos) del test de capacidad máxima de resistencia en la abducción de hombro en la extremidad dominante
- Obtener los datos de normalidad (segundos) del test de capacidad máxima de resistencia en la abducción de hombro en la extremidad dominante según sexo.
- Analizar si existe fatiga a nivel electromiográfico en el deltoides medio y trapecio superior en la abducción de hombro de la extremidad dominante.
- Analizar si existe fatiga a nivel electromiográfico en el deltoides medio y trapecio superior en la abducción de hombro de la extremidad dominante según sexo.

## **7. Hipótesis conceptual**

Existe fatiga a nivel electromiográfico en el deltoides medio y trapecio superior en la prueba de resistencia máxima tanto en varones como en mujeres.

## **8. Metodología**

### **8.1 Diseño del estudio**

Estudio piloto observacional transversal y muestreo por conveniencia.

### **8.2 Sujetos de estudio**

La población diana incluye a todos los sujetos sanos que carezcan en la actualidad o en el pasado de patología o dolor en la articulación glenohumeral y sean mayores de edad. Se realiza un muestreo no probabilístico por conveniencia dirigido por bola de nieve hasta alcanzar los 20 sujetos. El estudio se lleva a cabo en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Pontificia Comillas en Ciempozuelos.

#### Criterios de inclusión

- Edad entre 18 y 65 años.
- Sujetos sanos.

#### Criterios de exclusión

- Cualquier afectación sistémica.
- Cualquier alteración mental.
- Haber sido intervenido quirúrgicamente en el último año.
- Cualquier afectación articular o muscular.
- Dolor inespecífico durante el último mes.
- Miedo a alguna de las mediciones.
- Mujeres embarazadas.
- Alergia a algunos de los componentes de los sistemas de medición y/o intervención.

Todas las posibles contraindicaciones de la evaluación mediante equipo de biomecánica se encuentran enmarcadas como criterios de exclusión.

Se trata de un estudio piloto en el cual todos los datos se recogen directamente de los 20 sujetos que forman parte de este.

El cálculo muestral esta basado en la estadística descriptiva del presente estudio.

El cálculo muestral para obtener la media de fuerza isométrica (N) entre los segundos 2-5 de una contracción isométrica de seis segundos en sujetos sanos a 90° de abducción de hombro se realiza a través de la siguiente fórmula (42):

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 * S^2}{d^2}$$

Siendo:

- Al establecer un nivel de seguridad del 95%, Z(coeficiente) : 1.96
- S2 (varianza): 434,46
- d (precisión): 3

Se obtiene como resultado 185 sujetos que ajustándolo a un 15% de pérdidas daría un resultado de 218 sujetos.

El cálculo muestral para obtener la media de fuerza isométrica (N) entre los segundos 2-5 de una contracción isométrica de seis segundos en varones sanos a 90° de abducción de hombro se realiza a través de la siguiente fórmula (42):

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 * S^2}{d^2}$$

Siendo:

- Al establecer un nivel de seguridad del 95%, Z(coeficiente) : 1.96
- S2 (varianza): 168,61
- d (precisión): 3

Se obtiene como resultado 72 sujetos que ajustándolo a un 15% de pérdidas daría un resultado de 85 sujetos.

El cálculo muestral para obtener la media de fuerza isométrica (N) entre los segundos 2-5 de una contracción isométrica de seis segundos en mujeres sanas a 90° de abducción de hombro se realiza a través de la siguiente fórmula (42):

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 * S^2}{d^2}$$

Siendo:

- Al establecer un nivel de seguridad del 95%, Z(coeficiente): 1.96
- S2 (varianza): 46,06
- d (precisión): 3

Se obtiene como resultado 20 sujetos que ajustándolo a un 15% de pérdidas daría un resultado de 23 sujetos.

El cálculo muestral para obtener la media de tiempo (segundos) que tardan los sujetos sanos en detener el TRM en el movimiento de abducción de hombro con un rango de movimiento de 90° se realiza a través de la siguiente fórmula (42):

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 * S^2}{d^2}$$

Siendo:

- Al establecer un nivel de seguridad del 95%, Z( coeficiente): 1.96
- S2 (varianza): 380,93
- d (precisión): 3

Se obtiene como resultado 163 sujetos que ajustándolo a un 15% de pérdidas daría un resultado de 191 sujetos.

El cálculo muestral para obtener la media de tiempo (segundos) que tardan los varones sanos en detener el TRM en el movimiento de abducción de hombro con un rango de movimiento de 90° se realiza a través de la siguiente fórmula (42):

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 * S^2}{d^2}$$

Siendo:

- Al establecer un nivel de seguridad del 95%, Z( coeficiente): 1.96
- S2 (varianza): 560,25
- d (precisión): 3

Se obtiene como resultado 239 sujetos que ajustándolo a un 15% de pérdidas daría un resultado de 281 sujetos.

El cálculo muestral para obtener la media de tiempo (segundos) que tardan las mujeres sanas en detener el TRM en el movimiento de abducción de hombro con un rango de movimiento de 90° se realiza a través de la siguiente fórmula (42):

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 * S^2}{d^2}$$

Siendo:

- Al establecer un nivel de seguridad del 95%, Z(coeficiente): 1.96
- S2 (varianza): 669,75
- d (precisión): 3

Se obtiene como resultado 286 sujetos que ajustándolo a un 15% de pérdidas daría un resultado de 336 sujetos.

### 8.3 Variables

Variable	Tipo	Escala	Unidad de medida	Forma de medirla
Variable cinética: Fuerza isométrica en abducción de hombro a 90°.	Dependiente Cuantitativa Continua	Razón	Newtons y derivados	Se mide ejecutando una contracción isométrica a 90° de abducción durante 6 segundos utilizando un dinamómetro. Se efectúan un total de 3 repeticiones.
Variable cinética: Pérdida de potencia en la ejecución del TRM*	Dependiente Cuantitativa Continua	Razón	Newtons y derivados	Se mide tomando la potencia de las 5 primeras repeticiones del TRM a 45 ciclos por minuto con un 30% de la MCV del sujeto. Ese valor se toma como referencia inicial (100%) y se calcula la potencia de las siguientes repeticiones como un porcentaje de dicho valor de referencia.

Variable electromiográfica: valor máximo de actividad electromiográfica en la contracción isométrica a 90° de abducción de hombro	Dependiente Cuantitativa Continua	Razón	Hercios	Se obtiene durante la ejecución de la contracción isométrica a 90° de abducción de hombro a través de electromiografía de superficie. Se toma como valor de referencia para normalizar la señal.
Variable electromiográfica: Espectro de potencia	Dependiente Cuantitativa Continua	Razón	Hercios	Se registra la actividad electromiográfica del deltoides medio y trapecio superior durante la ejecución del TRM de abducción de hombro a 90°. Se realiza para cada ventana de 512Hz.
Variable electromiográfica: Frecuencia media	Dependiente Cuantitativa Continua	Razón	Hercios	Se obtiene del espectro de potencia de cada ventana de 512 Hz de los datos recogidas a través de la electromiografía de superficie

Variable temporal: tiempo en segundos	Dependiente Cuantitativa Continua	Razón	Segundos	Se obtiene a través del cronómetro del dinamómetro
Sexo	Independiente Cualitativa Policotómica	Nominal	Cuestionario	M= Masculino F= Femenino

El TRM\* consistió en llevar a cabo de forma continuada movimientos de abducción de hombro hasta los 90° a 45 repeticiones por minuto hasta que la potencia en la ejecución disminuyó un 20% o hasta la petición de detener la prueba del sujeto por dolor o fatiga. (29) (30)

#### 8.4 Diseño de Intervención

Los sujetos del estudio se obtienen por bola de nieve a partir de los integrantes del Máster de Biomecánica y Fisioterapia Deportiva de la Universidad Pontificia de Comillas.

Previo al inicio de la recogida de datos personales se procede a entregar a cada sujeto la hoja de información al paciente (Anexo 1) y se le solicita cumplimentar el consentimiento informado (Anexo 2) tras explicar de forma detallada la prueba a realizar.

Previamente a la colocación de los electrodos para la toma de datos electromiográficos se frota la piel con alcohol para disminuir la impedancia de la señal y en los casos en los que es necesario se rasura el vello previamente. Los electrodos de Ag/Cl se colocan con un espacio de 2 cm siguiendo las referencias de la SENIAM para el trapecio superior y el deltoides medio. La toma de tierra se coloca en la espinal de C7. (31)

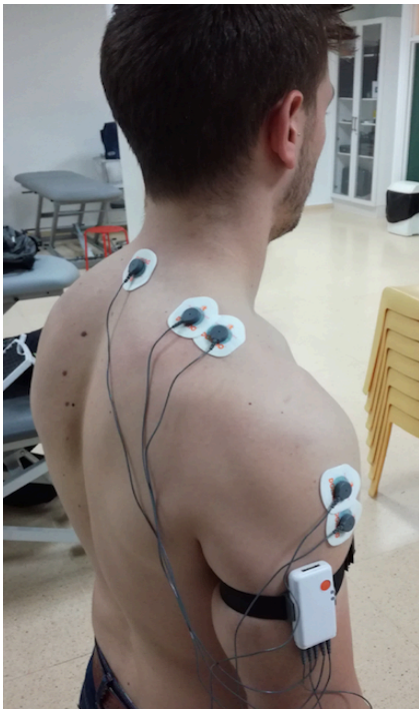


Imagen 1. Colocación de los electrodos (elaboración propia)

El dinamómetro Primus RS de BTE (26) se ajusta para que el eje de la articulación glenohumeral del individuo y el eje del dinamómetro coincidan, quedando registrada la altura del dinamómetro. La longitud del brazo de palanca se ajusta de manera que resulte cómodo al sujeto para realizar el movimiento de abducción hasta los 90° en el plano coronal para mayor homogeneidad (11) (38).



Imagen 2. Dinamómetro Primus BTE y la herramienta 802. (Elaboración propia)

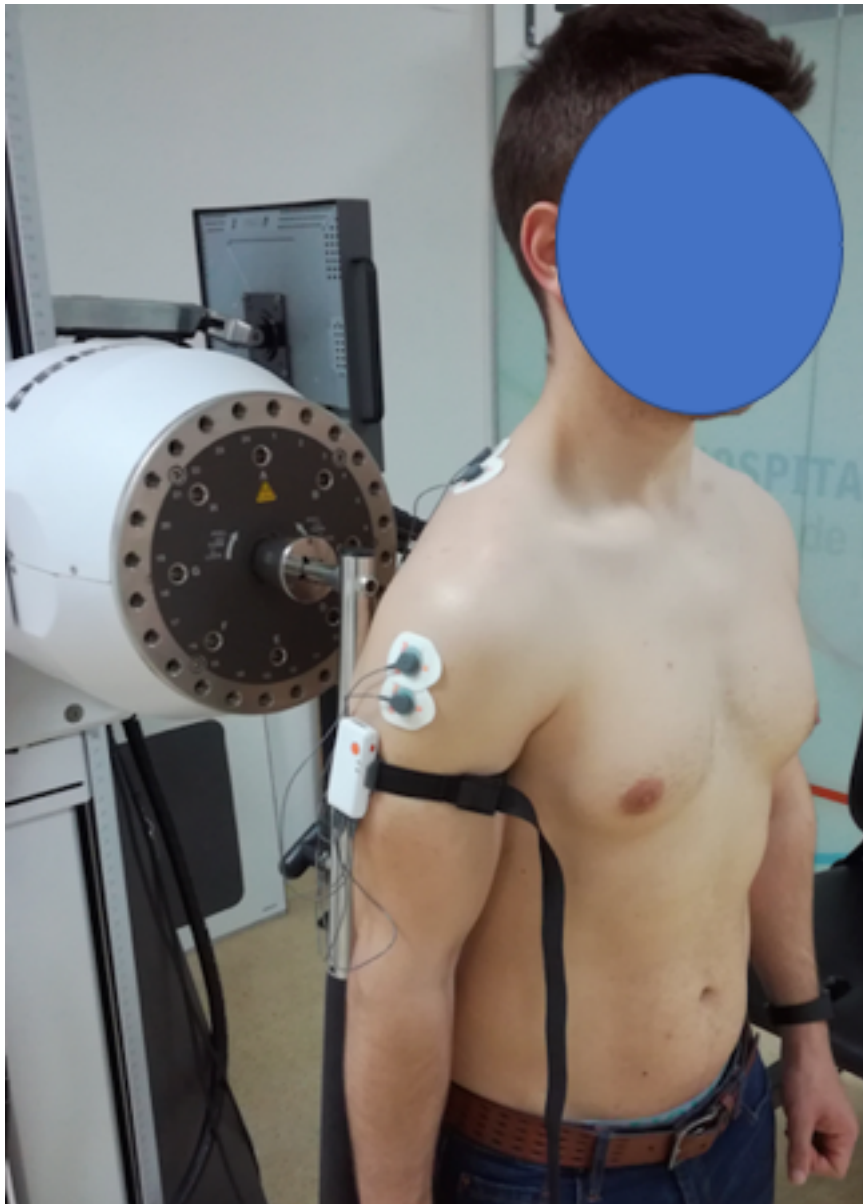


Imagen 3. Colocación del individuo. (Elaboración propia)

Previo a la realización del TRM se llevan a cabo tres contracciones isométricas a  $90^\circ$  de abducción de hombro de 6 segundos de duración para obtener la máxima contracción isométrica voluntaria entre los 2 y 5 segundos del sujeto, cuyo 30% (41) es calculado automáticamente en una hoja de cálculo para la posterior realización del test a esa intensidad. El periodo de descanso entre las repeticiones es de doce segundos. Simultáneamente a la realización de la contracción isométrica se registra la actividad electromiográfica del trapecio superior y el deltoides medio.

Se indica al paciente que durante la ejecución de las pruebas debe mantener el tronco en la misma posición, aislando el movimiento de la articulación del hombro.



Imagen 4. Contracción isométrica en 90° de abducción de hombro. (Elaboración propia)

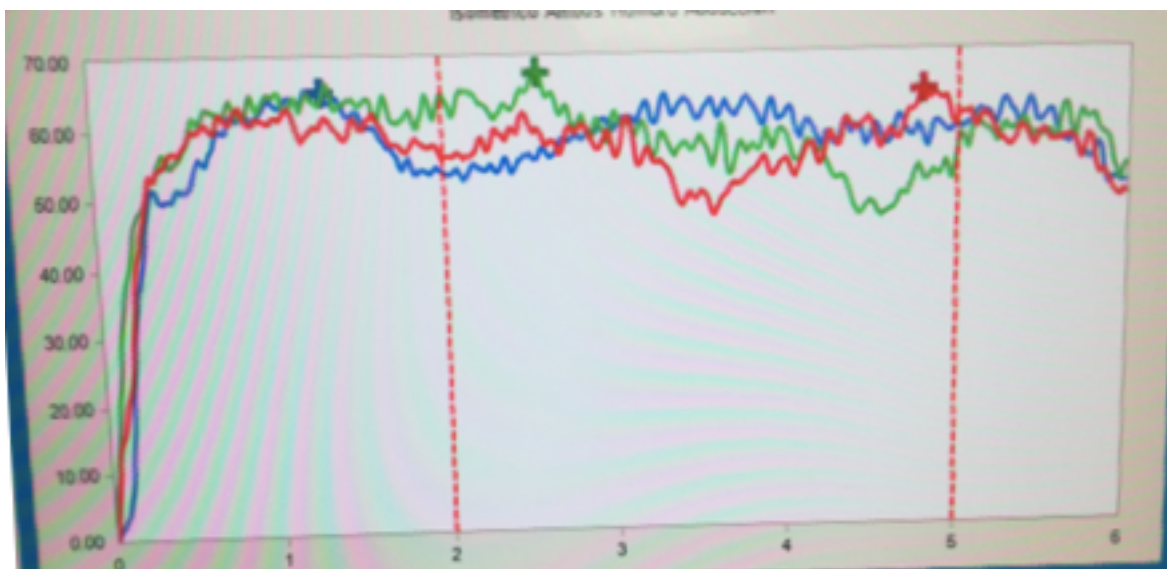


Imagen 5. Captura de pantalla del gráfico de líneas de la contracción isométrica (Elaboración propia)

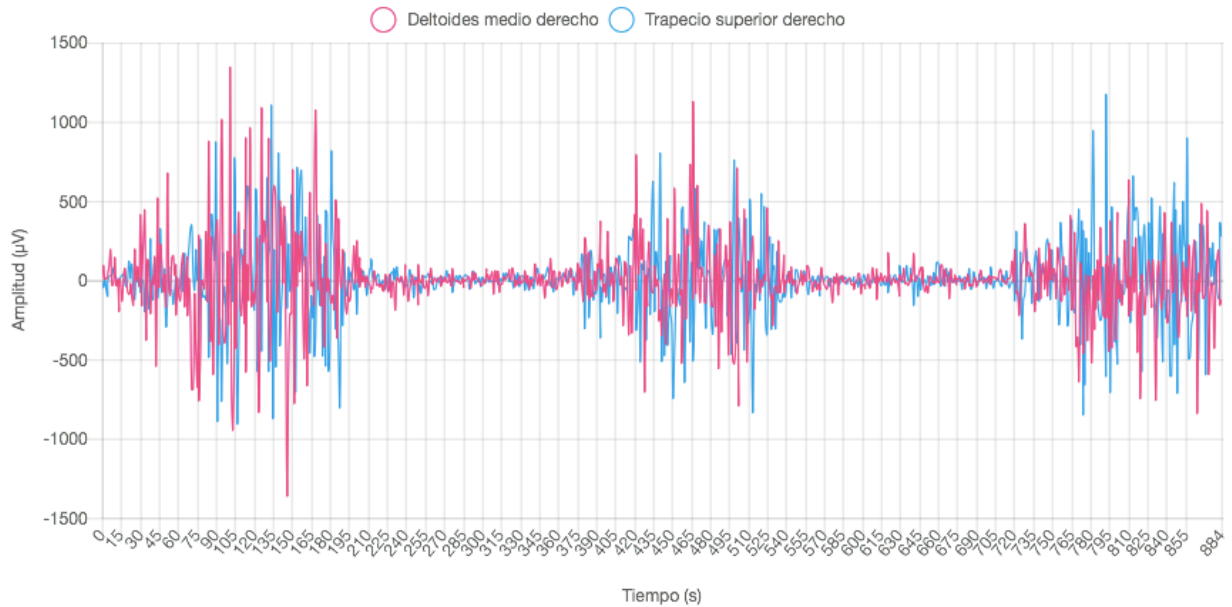


Imagen 6. Registro electromiográfico de la contracción isométrica, con un filtro de paso de banda alto de 20Hz y un filtro de paso de banda bajo de 400Hz. (Elaboración propia)

Durante la ejecución de la contracción isométrica se registra la actividad electromiográfica del deltoides medio y trapecio superior para llevar a cabo posteriormente la normalización de la señal a partir del valor máximo registrado.

Para realizar el TRM se usa la herramienta 802. La variable que se registra es el tiempo antes de que la potencia baje del 80% de la potencia media de las 5 primeras repeticiones o hasta la tolerancia del individuo al ejercicio. (29) (30) La posición del paciente es la misma que en la realización de las contracciones isométricas.

Para asegurar que las repeticiones mantienen el rango de movimiento establecido, se coloca el ROM Stop en la posición 20 del dinamómetro que es el punto de referencia que el sujeto debe alcanzar en cada movimiento de abducción. La prueba se detiene cuando el sujeto pierde un 20% de la potencia media de las 5 primeras repeticiones o en caso de aparición de dolor o incapacidad para mantener la ejecución del ejercicio.



Imagen 7. Captura de pantalla del gráfico de barras obtenido en el TRM. (Elaboración propia)

A través del equipo de electromiografía de superficie se registra la actividad eléctrica durante la ejecución del TRM del deltoides medio y trapecio superior del lado que realiza el ejercicio.

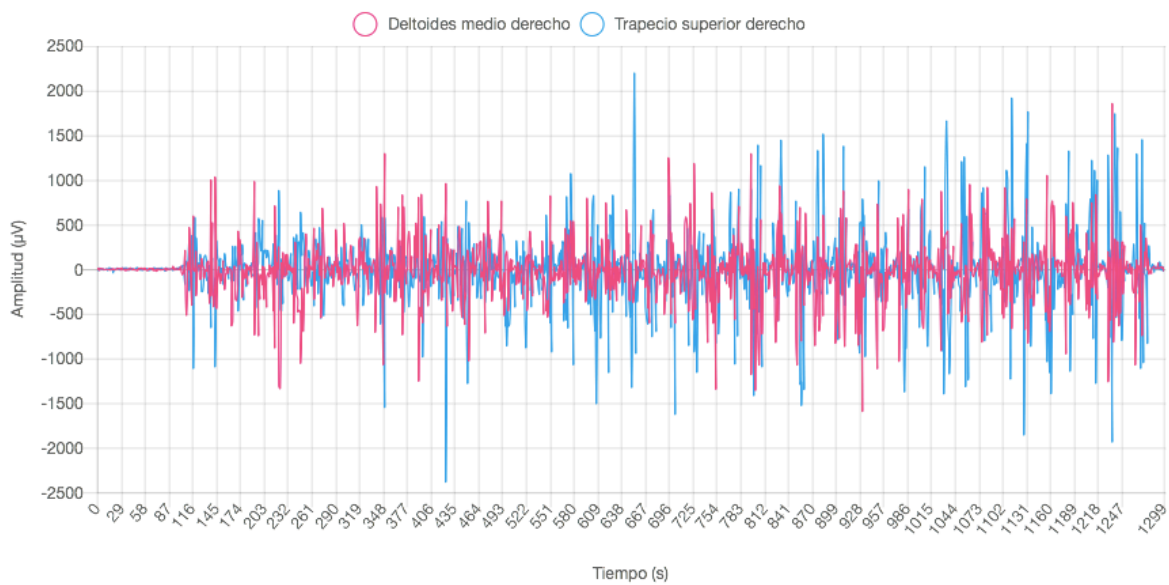


Imagen 8. Registro electromiográfico del TRM con un filtro de paso de banda alto de 20Hz y un filtro de paso de banda bajo de 400Hz. (Elaboración propia)

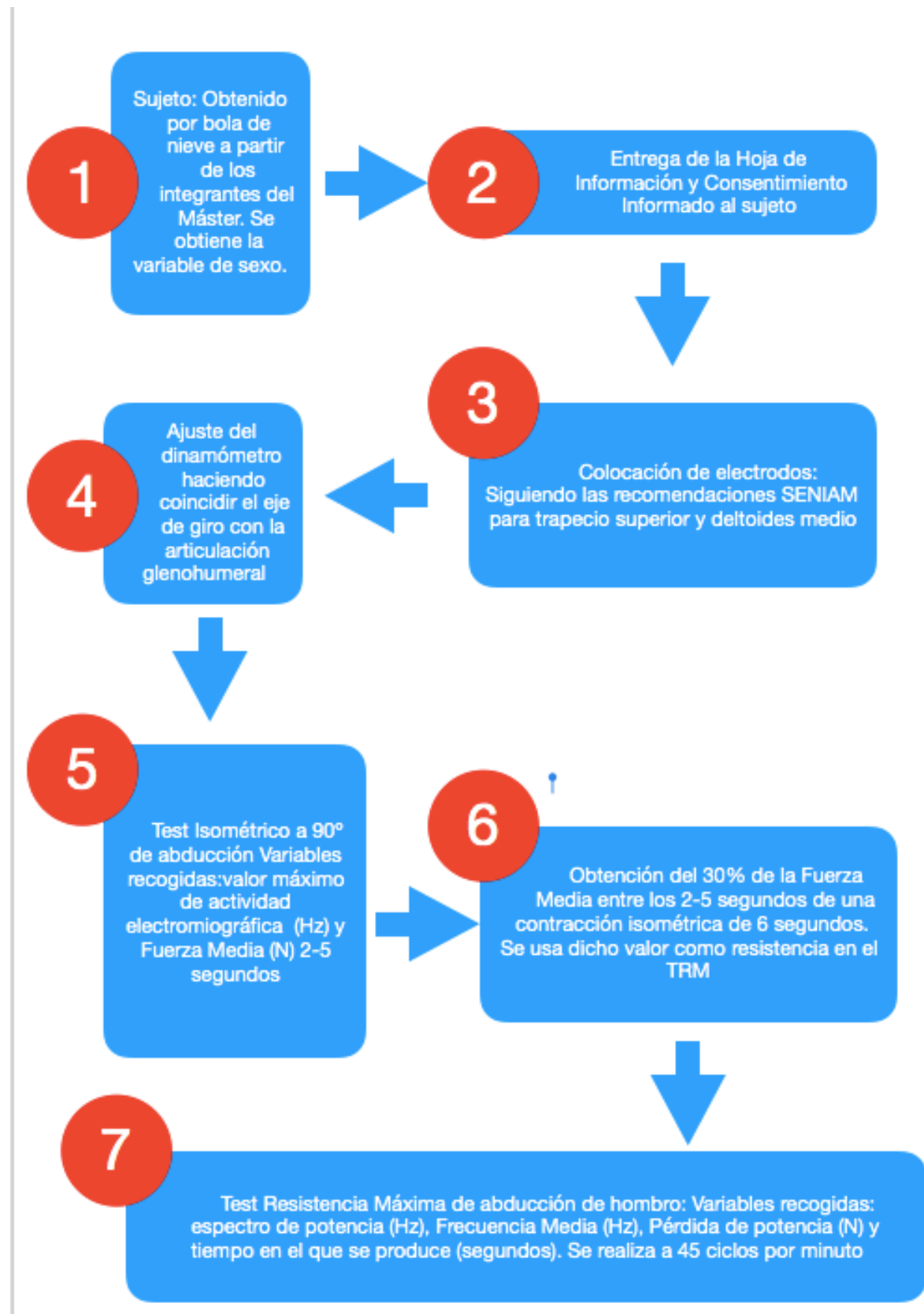
Un metrónomo marca el ritmo de 45 ciclos por minuto que debe realizar el sujeto. Para no sugestionar al individuo, la prueba se realiza sin estímulos verbales por parte del equipo investigador y sin que el paciente vea la pantalla en la que aparecen sus registros.

Para asegurar que el paciente se mantiene a lo largo de la prueba en la misma posición se coloca en el suelo una referencia con material adhesivo.

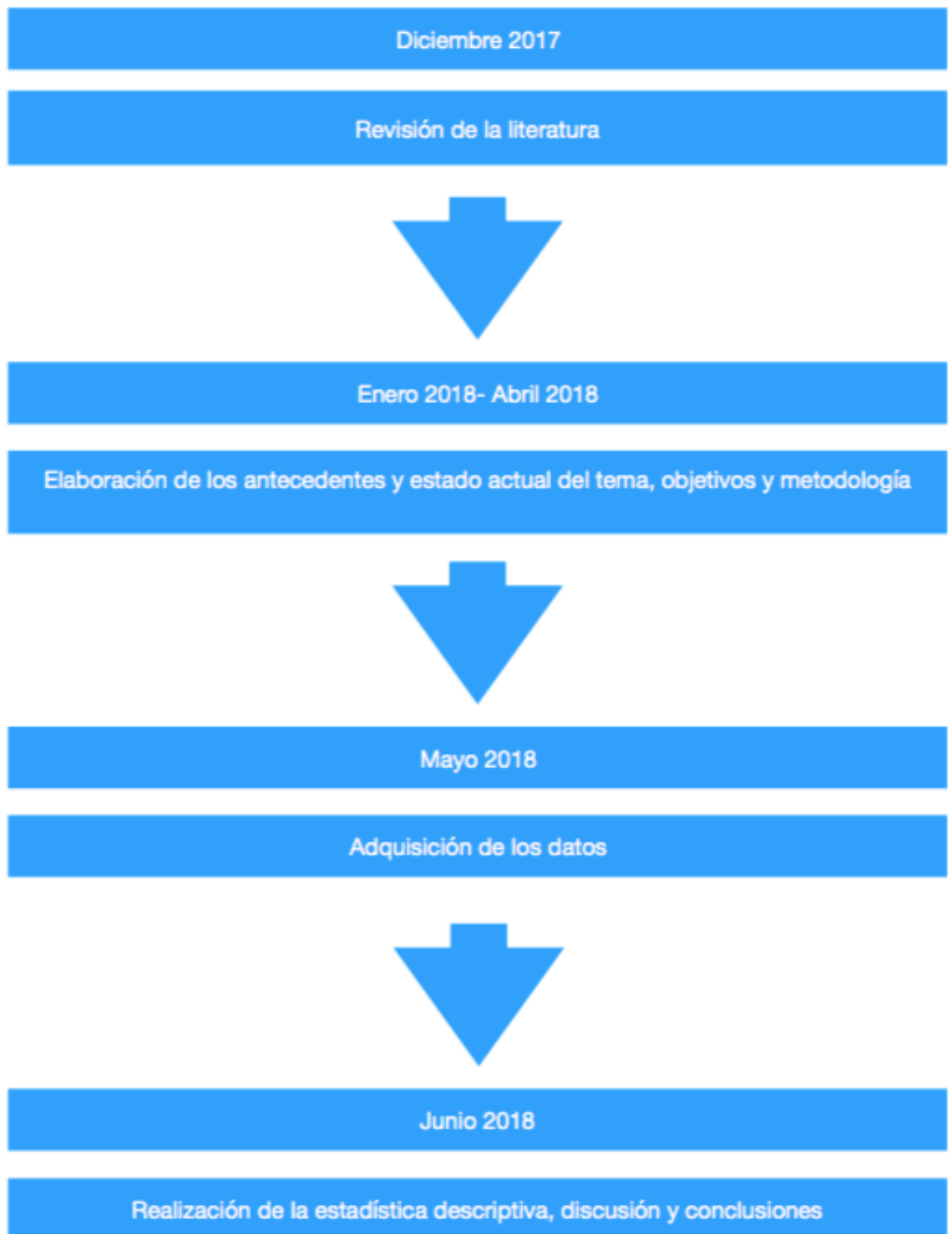


Imagen 9. Referencia de material adhesivo. (Elaboración propia)

## Esquema de la Intervención:



## 8.5 Cronograma



## 8.6 Recogida y análisis de datos

Para el análisis estadístico de los datos se utiliza el programa Microsoft® Excel para Mac Versión 16.11.1.

Los datos de estadística descriptiva que se obtienen son la media de las siguientes variables por sexos: fuerza isométrica (N) entre el segundo dos y el seis, el tiempo que tarda la potencia en bajar del 80% de la potencia media o el tiempo que tarde el sujeto en solicitar su detención por fatiga o dolor (segundos).

Se utiliza un electromiógrafo de superficie con sensor inercial (Shimmer Sensing, Dublin, Irlanda). Los datos se obtienen y procesan utilizando mDurance, (43) software para el análisis de datos de electromiografía de superficie. (MDURANCE SOLUTIONS S.L., Granada, España)

La señal en bruto se recoge a una frecuencia de 1024 Hz, a través de dos canales, Las unidades de medida inerciales son recogidas a la misma frecuencia. La señal en bruto se filtra con un filtro de paso de banda alto de 20Hz y un filtro de paso de banda bajo de 400Hz.

Posteriormente se normaliza la señal de EMG con el valor de la máxima contracción voluntaria obtenida por el paciente en el test isométrico. Se enventana la señal obtenida en ventanas de 512Hz y se calcula el espectro de potencias del primer enventanado. Se calculan los valores de la frecuencia media de esa ventana y se obtiene la media de esos valores. Se repite el proceso descrito para cada ventana hasta recorrer la señal por completo. Con los valores medios de la MNF, se aplica una regresión lineal de la cual se obtuvieron sus coeficientes. Un coeficiente negativo en dicha regresión lineal es indicativo de fatiga muscular. (30)

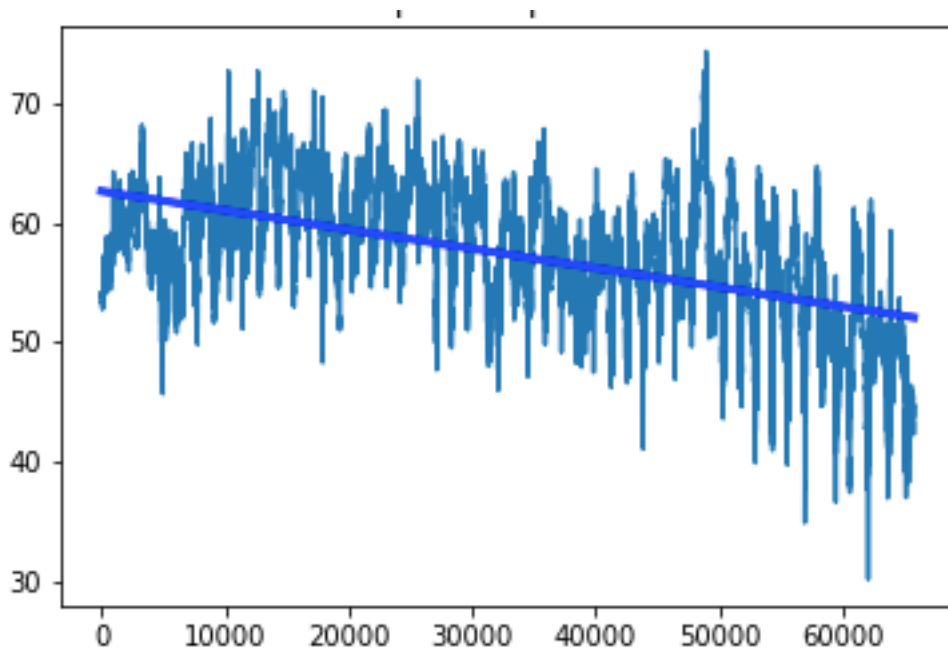


Imagen 10. Representación de la regresión lineal en el trapecio superior en el TRM.

## 8.7 Limitaciones

El estudio tiene las siguientes limitaciones:

- Debido al tiempo limitado del que se ha dispuesto, la muestra del estudio es pequeña.
- Se utiliza sólo un método de tratamiento de la señal electromiográfica de los múltiples que están descritos en la literatura consultada.
- La representatividad de la población es limitada, especialmente en la de varones, debido al pequeño rango de edades entre los sujetos de ésta.

## **8.8 Aspectos éticos**

Se respetan las recomendaciones éticas de la última actualización de la Declaración de Helsinki y Tokio de la Asamblea Médica Mundial, sobre investigación clínica en seres humanos.

Este proyecto está dentro del proyecto “Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva” aprobado por la comisión de investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de Comillas el día 9 de Abril de 2015. (C.P.-C.I.15/416-E de 11 septiembre 2015) (Anexo 3)

A los sujetos del estudio se les entrega la Hoja de información al paciente (Anexo 1) en el que se les expondrán todas las características del estudio, y se esta a su disposición para resolver las dudas que puedan surgir y se respeta la Ley de protección de datos (Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre). A continuación, una vez comprendida la hoja de información al paciente según el principio de autonomía, firman el consentimiento informado para formar parte del estudio (Anexo 2).

Para asegurar la anonimización de los datos, se cuenta con dos bases de datos: una con el nombre completo del paciente y un código asignado a cada uno de ellos, a la que sólo tiene acceso el investigador principal, y otra segunda con el código de cada paciente y sus datos personales y clínicos.

El centro en el que se realizan las mediciones cuenta con Seguro de responsabilidad civil y las correspondientes licencias y permisos, por parte de la Comunidad de Madrid.

Se reclutan individuos sanos, que cumplen los criterios de inclusión y exclusión, de modo que la intervención se realiza con fines investigadores sin ningún coste por parte de los individuos.

## 9. Resultados

Los resultados obtenidos son los siguientes

Tabla 1. Resultados de la contracción isométrica a 90 ° de abducción del lado dominante en sujetos sanos

Sujeto	Fuerza media isométrica (N) 2-5 segundos
CJB004	49,6
CJB005	59,4
CJB006	45,4
CJB007	38,5
CJB008	20
CJB009	26,2
CJB010	59,3
CJB011	50,1
CJB012	7,9
CJB013	57,8
CJB014	88,5
CJB015	19,1
CJB016	47,1
CJB017	22,1
CJB018	32,4
CJB019	17,7
CJB020	19,8
CJB021	61,5
CJB022	25,7
CJB023	54,6

Tabla 2. Estadística descriptiva de los valores de fuerza isométrica en sujetos sanos.

Media	39,63684211
Error típico	4,781887186
Mediana	38,5
Moda	#N/A
Desviación estándar	20,843763
Varianza de la muestra	434,4624561
Curtosis	-0,160071127
Coefficiente de asimetría	0,521534521
Rango	80,6
Mínimo	7,9
Máximo	88,5
Suma	753,1
Cuenta	19
Nivel de confianza (95%)	10,04637218

La fuerza isométrica media de la muestra es de 39,64 N.

Gráfica 1. Distribución de los datos de la muestra completa en la contracción isométrica.

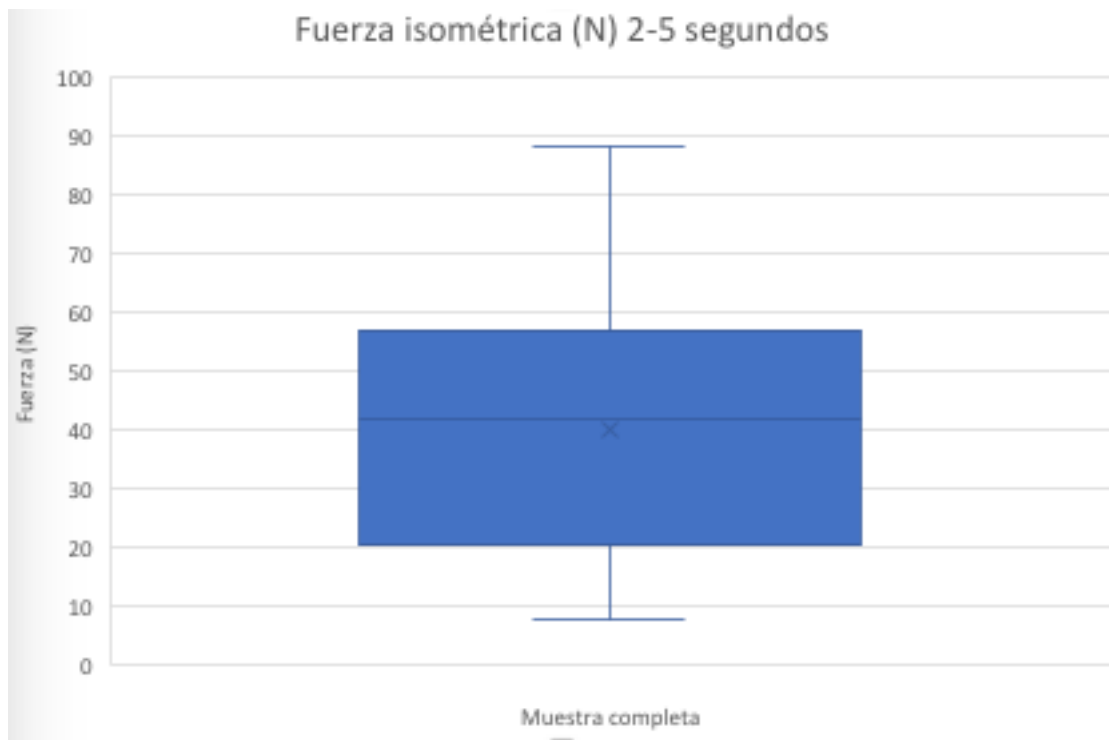


Tabla 3. Resultados de la contracción isométrica a 90° de abducción del lado dominante en varones

Resultados de la contracción isométrica en varones	
Sujeto	Fuerza media isométrica (N) 2-5 segundos
CJB004	49,6
CJB005	59,4
CJB006	45,4
CJB007	38,5
CJB010	59,3
CJB011	50,1
CJB013	57,8
CJB014	88,5
CJB016	47,1
CJB021	61,5
CJB023	54,6

Tabla 4, Resultados de la contracción isométrica a 90° de abducción del lado dominante en mujeres

Resultados de la contracción isométrica en mujeres	
Sujeto	Fuerza media isométrica (N) 2-5 segundos
CJB008	20
CJB009	26,2
CJB012	7,9
CJB015	19,1
CJB017	22,1
CJB018	32,4
CJB019	17,7
CJB020	19,8
CJB022	25,7

Tabla 5. Estadística descriptiva de los valores de fuerza isométrica en varones y mujeres

Varones		Mujeres	
Media	55,61818182	Media	21,21111111
Error típico	3,915164415	Error típico	2,262155096
Mediana	54,6	Mediana	20
Moda	#N/A	Moda	#N/A
Desviación estándar	12,98513136	Desviación estándar	6,786465288
Varianza de la muestra	168,6136364	Varianza de la muestra	46,05611111
Curtosis	4,054514199	Curtosis	1,524236969
Coefficiente de asimetría	1,606687301	Coefficiente de asimetría	-0,41122066
Rango	50	Rango	24,5
Mínimo	38,5	Mínimo	7,9
Máximo	88,5	Máximo	32,4
Suma	611,8	Suma	190,9
Cuenta	11	Cuenta	9
Nivel de confianza(95,0%)	8,723529945	Nivel de confianza(95,0%)	5,216539006

En los resultados se observa que los varones presentan una media de fuerza isométrica entre los 2 y 5 segundos de contracción a 90° de abducción de hombro de 55,62 N y las mujeres presentan una media de fuerza isométrica entre los 2 y 5 segundos de contracción a 90° de abducción de hombro de 21,21N.

Estos datos reflejan que los varones de la muestra estudiada poseen un 162,21 % más de fuerza que las mujeres en la contracción isométrica de hombro a 90° entre los 2 y 5 segundos de una contracción de 6 segundos de duración.

Gráfica 2. Distribución de los datos de Fuerza isométrica por sexos.

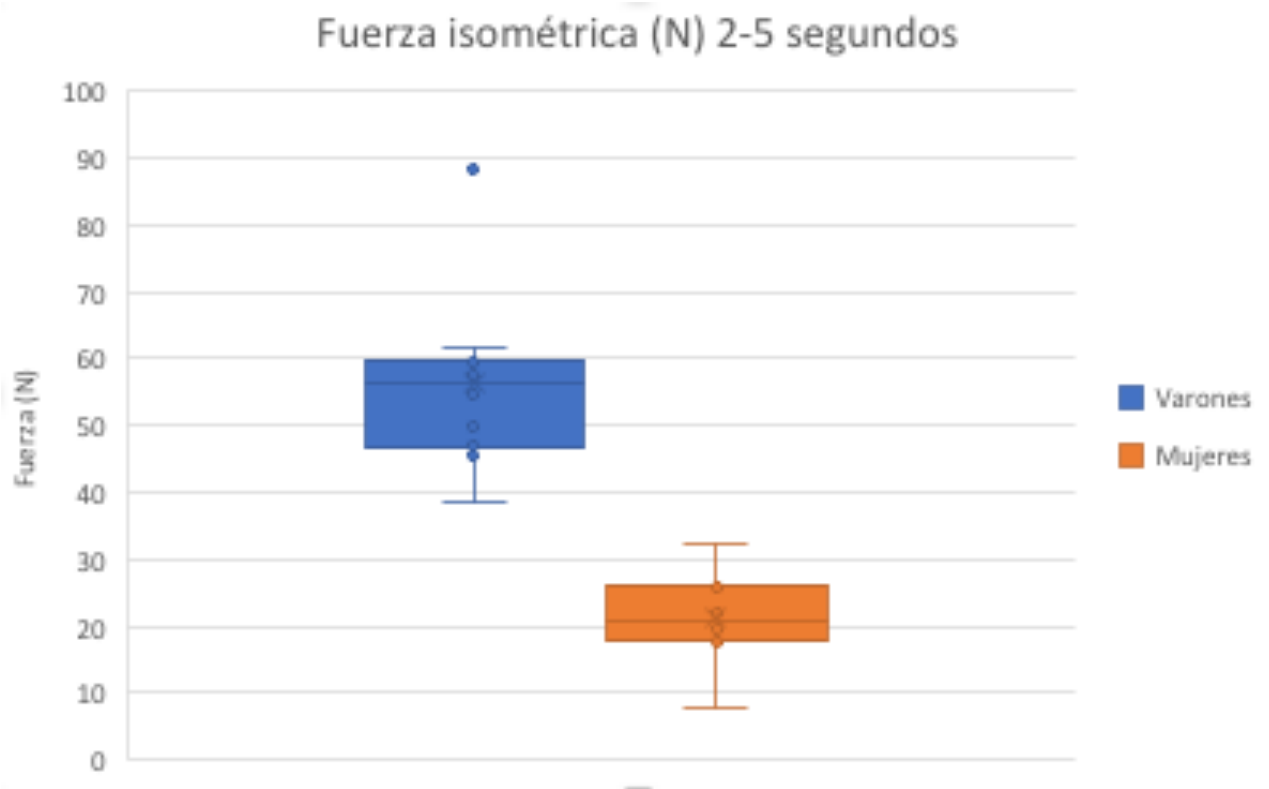


Tabla 6. Resultados del TRM en la extremidad dominante de sujetos sanos durante la ejecución de movimientos de abducción de hombro a 90°.

Sujeto	Tiempo de ejecución (segundos)
CJB004	121
CJB005	38
CJB006	81
CJB007	53
CJB008	29
CJB009	42
CJB010	48
CJB011	46
CJB012	109
CJB013	53
CJB014	45
CJB015	47
CJB016	53
CJB017	41
CJB018	29
CJB019	30
CJB020	61
CJB021	44
CJB022	29
CJB023	63

Tabla 7. Estadística descriptiva del TRM en la extremidad dominante de sujetos sanos durante la ejecución de movimientos de abducción de hombro a 90°.

Media	49,52631579
Error típico	4,477604062
Mediana	46
Moda	53
Desviación estándar	19,51742361
Varianza de la muestra	380,9298246
Curtosis	4,047815417
Coefficiente de asimetría	1,748243809
Rango	80
Mínimo	29
Máximo	109
Suma	941
Cuenta	19
Nivel de confianza (95%)	9,407097061

La media de duración del TRM de la muestra es 49,53 segundos.

Gráfica 3. Distribución de la muestra completa en el TRM

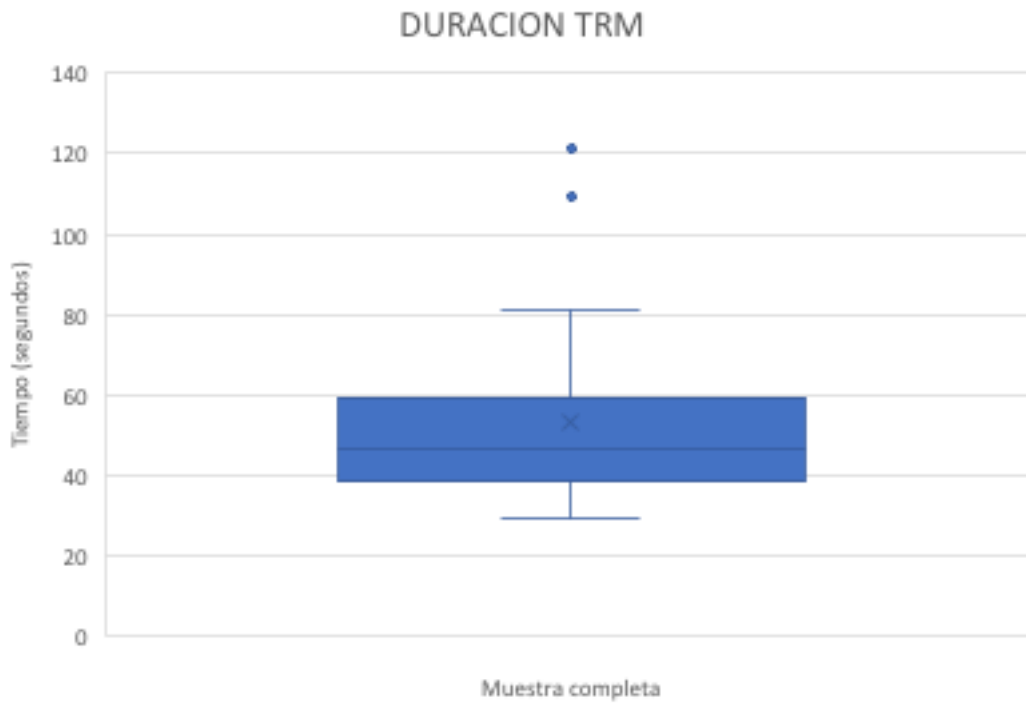


Tabla 8. Resultados del Test de Resistencia Máxima en varones

Resultados del Test de Resistencia Máxima en varones	
Sujeto	Tiempo de ejecución Test de Resistencia Máxima (segundos)
CJB004	121
CJB005	38
CJB006	81
CJB007	53
CJB010	48
CJB011	46
CJB013	53
CJB014	45
CJB016	53
CJB021	44
CJB023	63

Tabla 9. Resultados del Test de Resistencia Máxima en mujeres

Resultados del Test de Resistencia Máxima en mujeres	
Sujeto	Tiempo de ejecución Test de Resistencia Máxima (segundos)
CJB008	29
CJB009	42
CJB012	109
CJB015	47
CJB017	41
CJB018	29
CJB019	30
CJB020	61
CJB022	29

Tabla 10. Estadística descriptiva de los resultados del Test de Resistencia Máxima

Varones		<i>Mujeres</i>	
Media	58,63636364	Media	46,33333333
Error típico	7,136682101	Error típico	8,62650953
Mediana	53	Mediana	41
Moda	53	Moda	29
Desviación estándar	23,66969678	Desviación estándar	25,87952859
Varianza de la muestra	560,2545455	Varianza de la muestra	669,75
Curtosis	4,991497403	Curtosis	4,870349932
Coefficiente de asimetría	2,171404515	Coefficiente de asimetría	2,123723624
Rango	83	Rango	80
Mínimo	38	Mínimo	29
Máximo	121	Máximo	109
Suma	645	Suma	417
Cuenta	11	Cuenta	9
Nivel de confianza(95,0%)	15,90151866	Nivel de confianza(95,0%)	19,89276665

La media de la duración total del TRM para la muestra de varones fue de 58,63 segundos y en la muestra de mujeres fue de 46,33 segundos. Los varones mostraron un 26,55% más de tiempo de resistencia a la fatiga con el 30% del valor de la MCV en el movimiento cíclico de abducción de hombro a 90°.

Gráfica 4. Distribución de la duración del TRM por sexos.

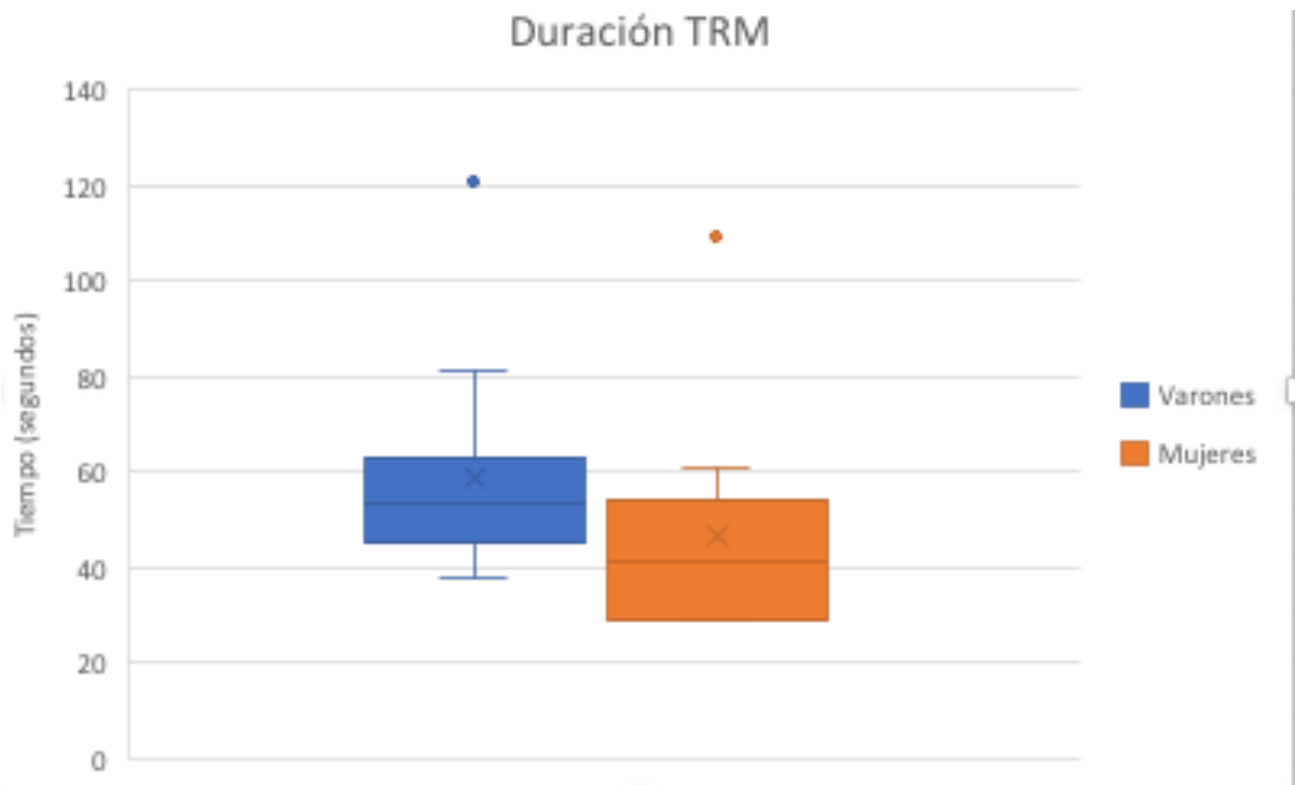
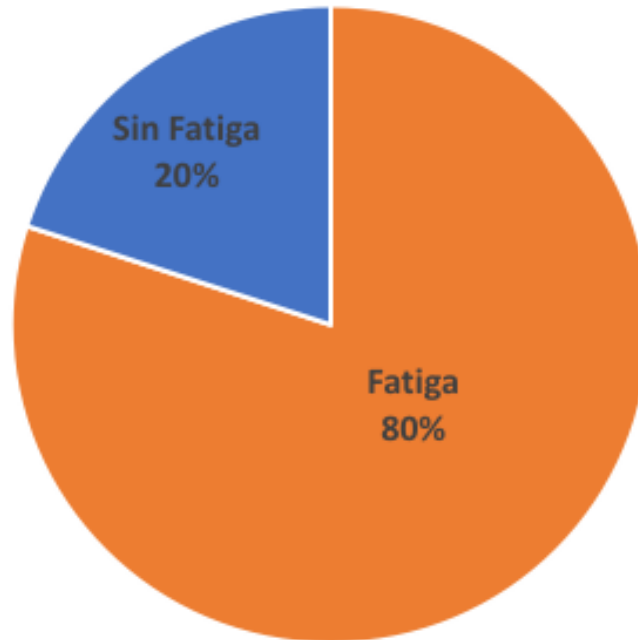


Tabla 11. Resultados de la regresión lineal de la actividad electromiográfica en sujetos sanos durante el TRM en la extremidad dominante.

Sujeto	Coefficiente de la Pendiente Deltoides Medio	Coefficiente de la pendiente Trapecio Superior
CJB004	[-0.00012501]	[-0.00013215]
CJB005	[-0.00012501]	[-0.00032919]
CJB006	[-0.00023173]	[ -5.43012582e-05]
CJB007	[-0.00046333]	[-0.00010869]
CJB008	[-0.00068466]	[-0.00031351]
CJB009	[-0.00059657]	[ 3.50851104e-05]
CJB010	[-0.00064192]	[-0.00024104]
CJB011	[-0.00082829]	[-0.00016368]
CJB012	[-0.00023308]	[-0.00015268]
CJB013	[-0.00053606]	[ -8.31791750e-05]
CJB014	[-0.0004116]	[-0.00023003]
CJB015	[-0.00070156]	[-0.00011266]
CJB016	[-0.00050833]	[ 0.00012744]
CJB017	[-0.00050833]	[ 1.61332132e-05]
CJB018	[-0.00044391]	[ 7.21303302e-05]
CJB019	[-0.00035135]	[ -6.74203359e-05]
CJB020	[-0.00028464]	[ -5.80592062e-05]
CJB021	[-0.00036981]	[-0.00011652]
CJB022	[-0.00036981]	[ -5.85852865e-06]
CJB023	[-0.00046679]	[-0.00015995]

Se observa que todos los sujetos del estudio presentan fatiga en el deltoides medio. Sin embargo, un 20% de los sujetos no presentaron fatiga en el trapecio superior.

Gráfica 5. Distribución de la presencia de fatiga en el trapecio superior en la muestra completa



Gráfica 6. Distribución de la presencia de fatiga en el deltoides medio en la muestra completa

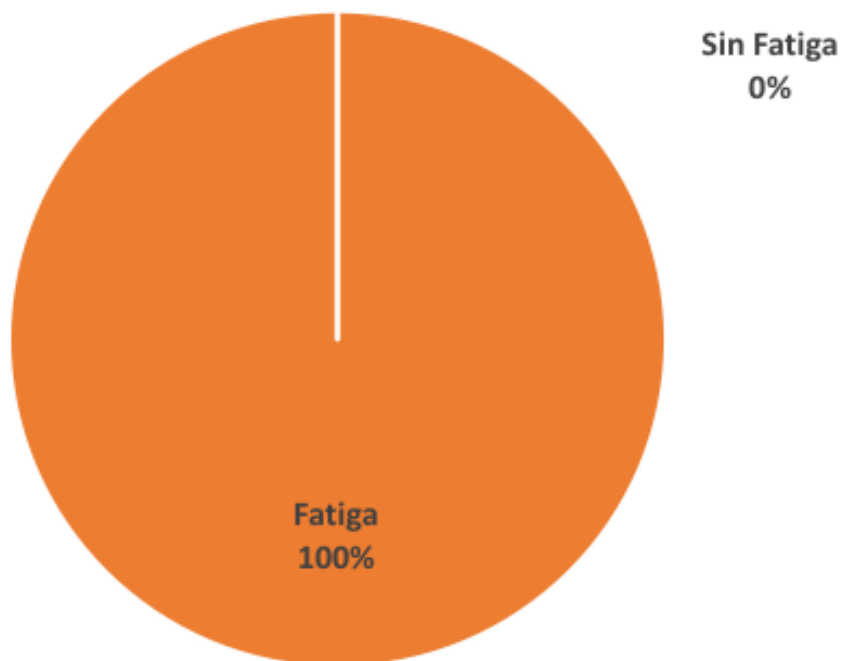


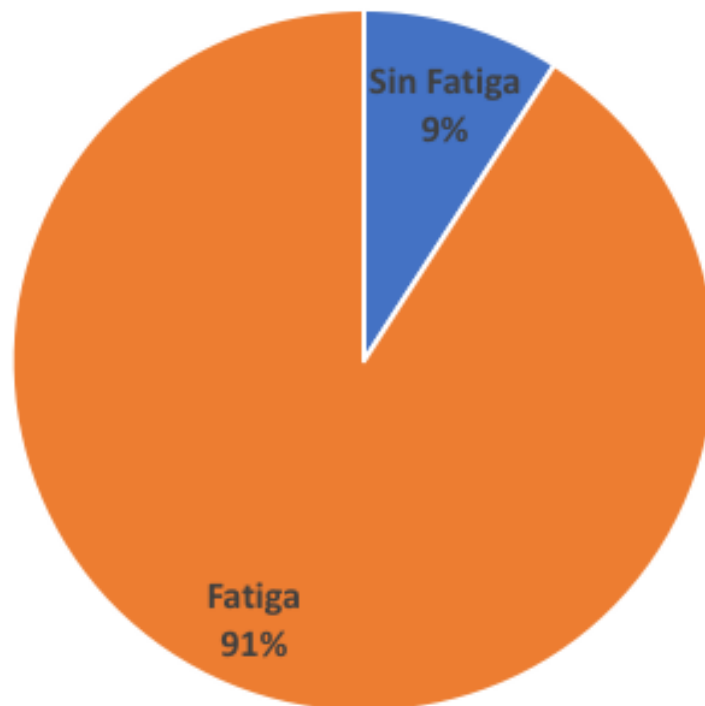
Tabla 12. Resultados de la regresión lineal de la actividad electromiográfica en varones

Regresión lineal de los datos electromiográficos del Test de Resistencia Máxima en Varones		
Sujeto	Coefficiente de la pendiente Deltoides Medio	Coefficiente de la pendiente Trapecio Superior
CJB004	[-0.00012501]	[-0.00013215]
CJB005	[-0.00012501]	[-0.00032919]
CJB006	[-0.00023173]	[ -5.43012582e-05]
CJB007	[-0.00046333]	[-0.00010869]
CJB010	[-0.00064192]	[-0.00024104]
CJB011	[-0.00082829]	[-0.00016368]
CJB013	[-0.00053606]	[ -8.31791750e-05]
CJB014	[-0.0004116]	[-0.00023003]
CJB016	[-0.00050833]	[ 0.00012744]
CJB021	[-0.00036981]	[-0.00011652]
CJB023	[-0.00046679]	[-0.00015995]

La señal de EMG se normalizó con el valor de la máxima contracción voluntaria obtenida por el paciente en el test isométrico. Se inventanó la señal obtenida en ventanas de 512Hz y se calculó el espectro de potencias del primer inventanado. Se calcularon los valores de la frecuencia media de esa ventana y luego se obtuvieron la media de esos valores. Se repitió el proceso descrito para cada ventana hasta recorrer la señal por completo. Con los valores medios de MNF, se aplicó una regresión lineal de la cual se obtuvieron sus coeficientes. Un valor de coeficiente negativo objetiva la presencia de fatiga muscular.

Todos los varones de la muestra presentaron fatiga en el deltoides medio. Un 9% de la muestra no presentó fatiga en el trapecio superior.

Gráfica 7. Distribución de la fatiga en el trapecio superior en los varones



Gráfica 8. Distribución de la fatiga en el deltoides medio en los varones

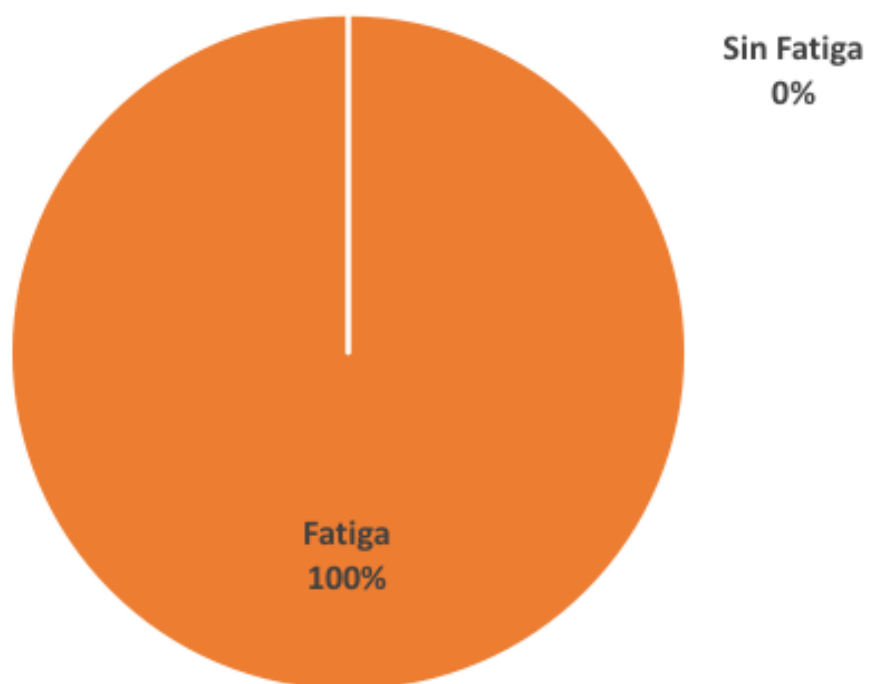


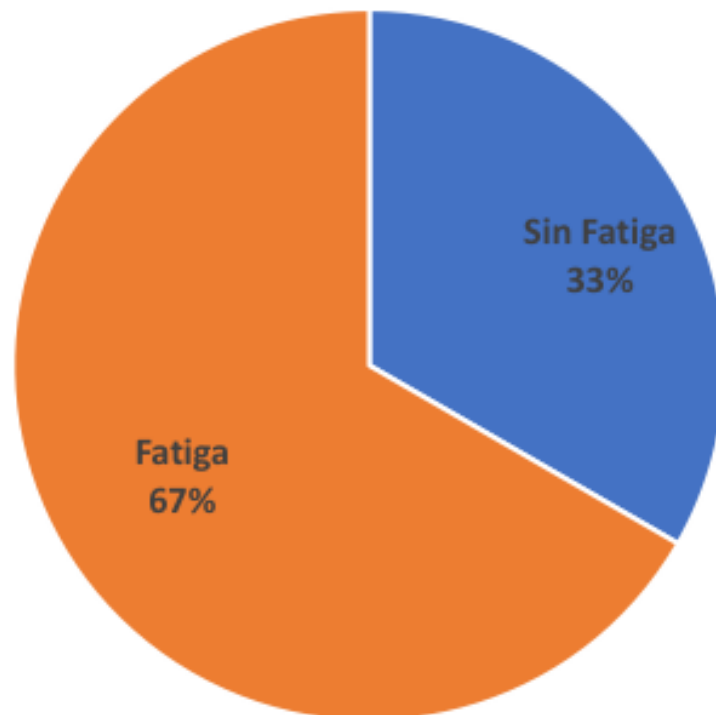
Tabla 13. Resultados de la regresión lineal de la actividad electromiográfica en mujeres

Regresión lineal de los datos electromiográficos del Test de Resistencia Máxima en Mujeres		
Sujeto	Coefficiente de la pendiente Deltoides Medio	Coefficiente de la pendiente Trapecio Superior
CJB008	[-0.00068466]	[-0.00031351]
CJB009	[-0.00059657]	[ 3.50851104e-05]
CJB012	[-0.00023308]	[-0.00015268]
CJB015	[-0.00070156]	[-0.00011266]
CJB017	[-0.00053039]	[ 1.61332132e-05]
CJB018	[-0.00044391]	[ 7.21303302e-05]
CJB019	[-0.00035135]	[ -6.74203359e-05]
CJB020	[-0.00028464]	[ -5.80592062e-05]
CJB022	[-0.00046553]	[ -5.85852865e-06]

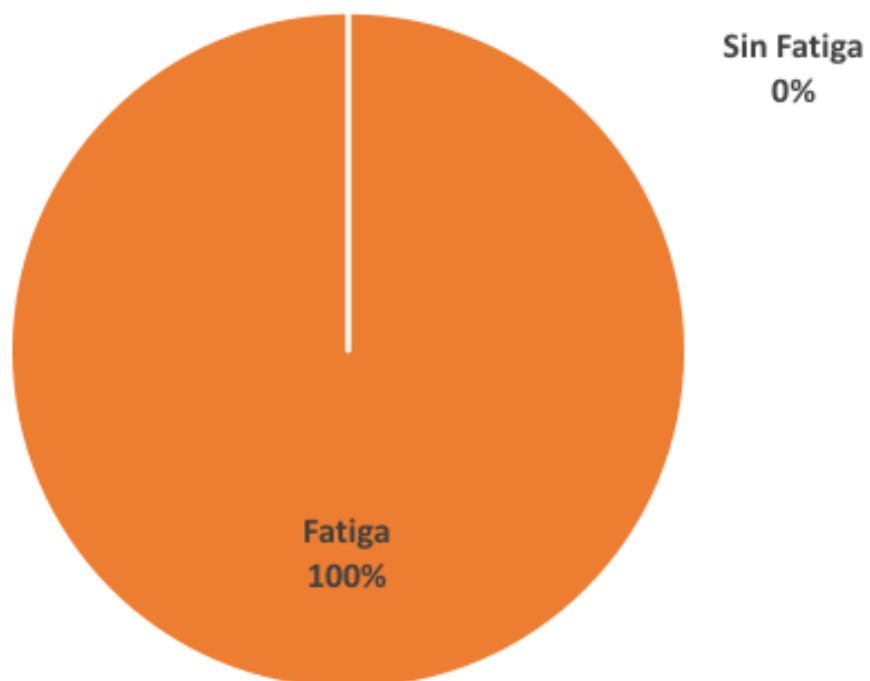
La señal de EMG fue normalizada con el valor de la máxima contracción voluntaria obtenida por el paciente en el test isométrico. Se inventanó la señal obtenida en ventanas de 512Hz y se calculó el espectro de potencias del primer inventanado. Se calcularon los valores de la frecuencia media de esa ventana y luego se obtuvieron la media de esos valores. Se repitió el proceso descrito para cada ventana hasta recorrer la señal por completo. Con los valores medios de MNF, se aplicó una regresión lineal de la cual se obtuvieron sus coeficientes. Un valor de coeficiente negativo objetiva la presencia de fatiga muscular.

Todas las mujeres de la muestra presentaron fatiga en el deltoides medio. En el trapecio superior no presentaron fatiga el 33% de las mujeres.

Gráfica 9. Distribución de la fatiga en el trapecio superior en las mujeres



Gráfica 10. Distribución de la fatiga en el deltoides medio en las mujeres



## 10. Discusión

Negrete-Mundo et al. (37) realizaron un estudio sobre la fuerza normal en la abducción de hombro separados por sexos y teniendo en cuenta sólo el valor del lado dominante.

En el estudio no se especifica si ese valor corresponde con la máxima fuerza ejercida por el sujeto o a la media de la fuerza ejercida entre los segundos intermedios de la contracción ni la duración de la contracción isométrica realizada. Ante la falta de dicha información no se puede hacer una comparación entre los datos de dicho estudio y el presente.

Aún así se puede observar que los varones poseen una fuerza 65,27% mayor que las mujeres en el brazo dominante en la contracción isométrica de abducción de hombro a 90°. Ambos estudios demuestran que existen claras diferencias de fuerza entre los dos sexos en el movimiento de abducción de hombro.

En la estadística descriptiva de los valores de fuerza isométrica se observa que existe una varianza mucho mayor entre los varones (168,61) que entre las mujeres (46,05). De este dato se puede extraer que existen mayores diferencias de fuerza entre los sujetos varones que entre las mujeres para esta muestra. Puede no ser un valor representativo de la realidad ya que en la muestra todos los varones eran individuos menores de 30 años, entre ellos se incluían sujetos entrenados y no entrenados. Sin embargo, la muestra de mujeres incluía un rango de edad más amplio, comprendiendo desde los 23 hasta los 63 años y no participó en la muestra ninguna mujer entrenada.

Teniendo en cuenta la varianza tan amplia en la población masculina de esta muestra se cree conveniente que para futuros estudios se tengan en consideración otros factores además del sexo para obtener datos de normalidad que se ajusten más a las características de grupos diferentes. Sugiero tener en cuenta el nivel de entrenamiento del miembro superior, ya que los valores de fuerza máxima entre sujetos entrenados y no entrenados han mostrado ser muy diferentes. Habría que realizar un estudio en el que se incluyesen mujeres entrenadas para observar si se

producen las mismas diferencias en los valores de fuerza en la contracción isométrica a 90° de abducción de hombro entre mujeres entrenadas y no entrenadas.

Andsell et al. (41) realizaron un estudio en el miembro inferior, realizando contracciones isométricas de extensión de rodilla a intensidades submáximas, del 30% y el 50% de la MCV y hallaron que los varones presentaban mayor fatigabilidad que las mujeres, mostrándose en una mayor pérdida de fuerza en las contracciones isométricas repetidas. Esta afirmación parece no cumplirse para el movimiento isotónico de abducción de hombro a un 30% de las MCV. En su estudio reflejan que existen diferencias entre sexos en las características musculares. Exponen que las mujeres presentan una mayor proporción de fibras tipo I, mayor vascularización y vasodilatación de la arterial femoral en los extensores de rodilla que los hombres. Diferencias en las características musculares como éstas podrían explicar las diferencias en los valores entre géneros y podrían ser de interés para futuras investigaciones.

El estudio efectuado por Bernecke et al. (44) donde realizaron una contracción isométrica máxima sostenida durante dos minutos de los flexores plantares, demostraron que las mujeres mostraban mayor fatigabilidad tanto central como periférica que los varones. Sus conclusiones coinciden con las de este estudio y se puede concluir como expresan Andsell et al. (41) que las características de fatigabilidad entre sexos dependen de diversos factores como son el tipo de contracción o la localización. Por lo que se requiere tener en cuenta estos factores a la hora de realizar futuros estudios para que sean de utilidad clínica.

En el TRM, la varianza de la muestra es muy amplia para ambos sexos, siendo de 560,25 en los varones y de 669,75 en las mujeres, Sería de interés conocer más en profundidad cuales son las características en las que se podrían agrupar a los individuos para obtener valores de normalidad más ajustados a la realidad de poblaciones con características más específicas.

A nivel electromiográfico se observa que en todos los individuos del estudio existe fatiga en el deltoides medio, quedando reflejada en los valores negativos de la regresión lineal realizada (Tabla 11).

Sin embargo, existen diferencias en la aparición de fatiga en el trapecio superior entre sexos. En la muestra de los varones sólo uno de los once sujetos del estudio no presentó fatiga a nivel de trapecio superior, sin embargo, en la muestra de mujeres tres de nueve no mostraron signos de fatiga.

En el estudio realizado por Guillermo Mendez-Rebolledo et al. (45) estudiaron la influencia de la fatiga y la velocidad en el orden de reclutamiento y la latencia de los músculos escapulares en el movimiento de hombro en el plano escapular. Observaron que ante un movimiento de alta velocidad y en circunstancias de fatiga se disminuía el tiempo de latencia del trapecio superior y se alteraba el orden de reclutamiento muscular pasando el trapecio superior a ocupar el primer lugar en vez del último. El estudio se llevó a cabo exclusivamente en varones, y podría justificar el hecho de que aparezcan signos de fatiga en el trapecio superior durante el movimiento de abducción en ellos.

Al haber sido realizado sólo en varones y teniendo en consideración los resultados de este estudio en la muestra de mujeres, sería de interés investigar si ese cambio en el reclutamiento muscular se produce de igual manera en ellas. Un patrón de reclutamiento distinto podría ser la explicación a esta diferencia de fatigabilidad entre varones y mujeres.

Gaudet et al. (46) evaluaron la aparición de fatiga muscular en el manguito de los rotadores y la musculatura periescapular en movimientos repetitivos durante rotaciones isocinéticas de hombro con una muestra de 11 varones y 13 mujeres, pero no realizaron una comparación entre géneros por lo que no pueden aportar luz acerca de si en otros movimientos de la misma articulación se producen patrones de activación y de fatiga distintos entre varones y mujeres

Se ha documentado también, a través del estudio realizado por Flaxman et al. (47) que existen diferencias entre sexos en los patrones de activación de la musculatura de la rodilla. Se sugiere en el artículo que estas diferencias pueden ser indicativo de estrategias eficientes de estabilización en lugar de factores contribuyentes a la lesión. Pone de relieve que, de encontrarse diferencias de activación entre sexos en el movimiento de abducción en el deltoides medio y el trapecio superior, debería estudiarse si éstas son una estrategia eficiente de compensación o un factor que predisponga a cualquiera de los dos géneros a patologías de hombro o cuello.

En el estudio realizado por Hill et al. (40) observaron que ante un ejercicio submáximo (65% del peak torque) de flexión de codo, existían diferencias en la aparición de fatiga electromiográfica entre varones y mujeres. Los varones presentaban mayor fatigabilidad en el bíceps braquial y las mujeres en el braquiorradial. Estas diferencias evidencian respuestas específicas según el sexo ante tareas fatigantes. Estos resultados coinciden y validan la idea de que puede existir esta diferencia también en la musculatura analizada en este estudio piloto.

Existen estudios que evidencian diferencias en los niveles de activación electromiográfica entre sexos. En el estudio realizado por Bolgla et al. (48) analizaron si existían diferencias entre sexos en la activación de la musculatura del tronco (recto abdominal, oblicuos, extensores lumbares) y de la cadera (glúteo mayor) durante la ejecución de posturas de yoga. Hallaron que los niveles de activación entre hombres y mujeres eran distintos para ejercicios como la plancha, donde las mujeres requerían de un nivel de activación mayor que los varones. Sucede lo mismo con los oblicuos en la realización de la plancha. A nivel del glúteo mayor observaron que los varones generaban suficiente activación para el entrenamiento de la resistencia en la postura del Perro y del Guerrero mientras que las mujeres generaban suficiente actividad con la postura de la Silla y de la plancha.

Bolgla et al. (49) realizaron otro estudio en el que analizaban si existían diferencias en la actividad electromiográfica durante ejercicios monopodales entre hombres y mujeres. Sus resultados reflejaron que existe una diferencia entre sexos en la activación del glúteo mayor y de los extensores lumbares durante ejercicios de sentadilla monopodal.

Estos dos estudios demuestran que tanto en acciones isométricas como isotónicas existen diferencias en la activación electromiográfica entre hombres y mujeres en el miembro inferior y tronco. En la bibliografía consultada para la realización de este estudio no se han encontrado referencias acerca de estas diferencias en estudios sobre la musculatura del hombro quedando por ello un área de conocimiento en la que profundizar ya que la diferencia en la fatigabilidad entre sexos puede deberse a una diferencia en la activación electromiográfica durante la ejecución del movimiento de abducción de hombro.

Es necesario realizar estudios con una muestra mayor para ratificar si existen estas diferencias entre géneros en la población y para profundizar en la relevancia clínica que puedan tener estas diferencias en la aparición de fatiga en los procesos patológicos, de entrenamiento o rehabilitación.

La realización de este estudio con el número de sujetos obtenidos en el cálculo muestral daría lugar a una base de datos normativa de referencia para los valores de fuerza isométrica a 90° de abducción y de resistencia en el Test de Resistencia Máxima de abducción de hombro con un 30% de la máxima contracción voluntaria a 90° de abducción. Esto resultaría de gran interés para el clínico ya que permitiría saber si su paciente se encuentra en un estado óptimo o subóptimo tras un proceso de rehabilitación o para llevar a cabo programas de prevención de lesiones.

## **11.Conclusiones**

El valor de normalidad en la fuerza isométrica en sujetos sanos entre los 18 y 65 años a 90° de abducción de hombro entre los segundos 2-5 de una contracción de 6 segundos de duración es 39,64 N.

El valor de normalidad en la fuerza isométrica en varones sanos entre los 18 y 65 años a 90° de abducción de hombro entre los segundos 2-5 de una contracción de 6 segundos de duración es 55,62 N.

El valor de normalidad en la fuerza isométrica en mujeres sanas entre los 18 y 65 años a 90° de abducción de hombro entre los segundos 2-5 de una contracción de 6 segundos de duración es 21,21 N.

El valor de normalidad para el TRM en sujetos sanos entre los 18 y 65 años en el movimiento de abducción de hombro es 49,53 segundos.

El valor de normalidad para el TRM en varones sanos entre los 18 y 65 años en el movimiento de abducción de hombro es 58,64 segundos.

El valor de normalidad para el TRM en mujeres sanas entre los 18 y 65 años en el movimiento de abducción de hombro es 46,35 segundos.

Existe fatiga electromiográfica en el deltoides medio de todos los sujetos y existe variabilidad en la presencia de fatiga en el trapecio superior. El 33% de las mujeres y el 9% de los varones no presentaron fatiga a nivel electromiográfico en el trapecio superior.

## 12. Listado de referencias

1. Angulo MT, Alvarez A, Fuentes Y. Biomecánica Clínica. Biomecánica de la extremidad superior. Exploración del hombro. Reduca 2011; 3 (4): 104-123.
2. Dufour M. Miembro superior. En: Anatomía del aparato locomotor. Tomo 2. Barcelona; Masson S.A; 2004. 141-162.
3. Kapandji I.A. El hombro. En: Fisiología Articular. Tomo 1. 6ª Edición. Madrid: Panamericana; 2007. 2-60.
4. Rouvière H., y Delmas A. Articulación del hombro. En: Anatomía Humana. Descriptiva, Topográfica y Funcional. 10ª edición. Barcelona; Masson S.A; 1999. 46-59
5. Della Valle CJ, Rokito A, Gallagher M, Zuckerman J. Biomecánica del hombro. En: Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. 3ª Edición. Madrid: McGraw Hill Interamericana; 2004. 330-351
6. Floyd RT. Articulación del hombro. En: Manual de cinesiología estructural. 2ª edición. Badalona: Editorial Paidotribo; 2008. 108-137
7. Noguchi T, Demura S, Takahashi K, Demura G, Mori Y. Differences in muscle power between the dominant and nondominant upper limbs of baseball players. J Strength Cond Res 2014 Jan;28(1):82-86.
8. Zhou Q, Chen Y, Ma C, Zheng X. Evaluation of upper limb muscle fatigue based on surface electromyography. Sci China Life Sci 2011 Oct;54(10):939-944.

9. Observatorio Español de Condiciones de Trabajo. [acceso 20 enero de 2018]  
Disponible en:

<http://www.oect.es/Observatorio/5%20Estudios%20tecnicos/Otros%20estudios%20tecnicos/Publicado/Ficheros/EI%20TME%20en%20el%20ámbito%20laboral%20en%20cifras.pdf>

10. Cutti AG, Chadwick EK. Shoulder biomechanics and the success of translational research. *Med Biol Eng Comput.* 2014 Mar;52(3):205-10.

11. Reed D, Cathers I, Halaki M, Ginn KA. Does changing the plane of abduction influence shoulder muscle recruitment patterns in healthy individuals? *Man Ther* 2016 Feb;21:63-68.

12. Rogers DR, Maclsaac DT. A comparison of EMG-based muscle fatigue assessments during dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2013 Oct;23(5):1004-1011.

13. Rogers DR, Maclsaac DT. EMG-based muscle fatigue assessment during dynamic contractions using principal component analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2011 Oct;21(5):811-818.

14. de Looze M, Bosch T, van Dieën J. Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions. *Ergonomics* 2009 Apr;52(4):428-437.

15. Allahyari T, Mortazavi N, Khalkhali HR, Sanjari MA. Shoulder girdle muscle activity and fatigue in traditional and improved design carpet weaving workstations. *Int J Occup Med Environ Health* 2016;29(2):345-354.

16. Criswell E. Introduction. En: Cram's introduction to surface electromyography. 2nd edition. London: Jones And Barlett Publishers; 2011. 3-8

17. González-Badillo JJ, Ribas J. Regulación de la fuerza y la potencia muscular. En: Bases de la programación del entrenamiento de fuerza. 3ª Edición. Barcelona: INDE; 2018. 77-126
18. Enoka RM, Duchateau J. Translating Fatigue to Human Performance. *Med Sci Sports Exerc* 2016 11;48(11):2228-2238.
19. De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* 1984;11(4):251-279.
20. Kent-Braun JA, Fitts RH, Christie A. Skeletal muscle fatigue. *Compr Physiol* 2012 Apr;2(2):997-1044.
21. Yassierli n, Nussbaum MA. Muscle fatigue during intermittent isokinetic shoulder abduction: age effects and utility of electromyographic measures. *Ergonomics* 2007 Jul;50(7):1110-1126.
22. García-Ramos A, Torrejón A, Feriche B, Morales-Artacho AJ, Pérez-Castilla A, Padiá P, et al. Selective effects of different fatigue protocols on the function of upper body muscles assessed through the force-velocity relationship. *Eur J Appl Physiol* 2018 Feb;118(2):439-447.
23. Stauber WT, Barill ER, Stauber RE, Miller GR. Isotonic dynamometry for the assessment of power and fatigue in the knee extensor muscles of females. *Clin Physiol*. 2000 May;20(3):225-33
24. Diccionario de la Lengua Española. Real Academia Española de la Lengua. [acceso 4 junio de 2018] Disponible en: <http://dle.rae.es/?id=DoIUACZ>
25. Pontaga I, Zidens J. Shoulder rotator muscle dynamometry characteristics: side asymmetry and correlations with ball-throwing speed in adolescent handball players. *J Hum Kinet*. 2014 Oct 10;42:41-50

26. Shechtman O, Davenport R, Malcolm M, Nabavi D. Reliability and validity of the BTE-Primus grip tool. *J Hand Ther.* 2003 Jan-Mar;16(1):36-42.
27. Jung IG, Yu IY, Kim SY, Lee DK, Oh JS. Reliability of ankle dorsiflexion passive range of motion measurements obtained using a hand-held goniometer and Biodex dynamometer in stroke patients. *J Phys Ther Sci.* 2015 Jun;27(6):1899-901.
28. Ushiyama N, Kurobe Y, Momose K. Validity of maximal isometric knee extension strength measurements obtained via belt-stabilized hand-held dynamometry in healthy adults. *J Phys Ther Sci.* 2017 Nov;29(11):1987-1992.
29. González Badillo JJ, Sánchez L, Parejo F, Rodríguez D. La velocidad de ejecución como referencia para la programación, control y evaluación del entrenamiento de fuerza. 1ª edición. 2017. 51-72
30. Maclsaac D, Parker PA, Scott RN. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001 Dec;11(6):439-49.
31. Seniam.org, Surface EMG for a non-invasive assessment of muscles [acceso 20 de enero 2018]. Disponible en: <http://www.seniam.org/>
32. Wattanaprakornkul D, Halaki M, Boettcher C, Cathers I, Ginn KA. A comprehensive analysis of muscle recruitment patterns during shoulder flexion: an electromyographic study. *Clin Anat.* 2011 Jul;24(5):619-26.
33. Castillo-Lozano R, Cuesta-Vargas A, Gabel CP. Analysis of arm elevation muscle activity through different movement planes and speeds during in-water and dry-land exercise. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014 Feb;23(2):159-65.
34. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009 May;24(4):327-40.

35. Zaman SA, Macisaac DT, Parker PA. Repeatability of surface EMG-based single parameter muscle fatigue assessment strategies in static and cyclic contractions. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011;2011:3857-60.
36. Jesus IR, Mello RG, Nadal J. Muscle Fatigue Assessment During Cycle Ergometer Exercise Using Principal Component Analysis of Electromyogram Power Spectra. *J Appl Biomech.* 2016 Dec;32(6):593-598.
37. Negrete-Mundo E, Torres-Zavala A. Measurement of abduction strength in healthy patients. *Rev Med Inst Mex Seguro Soc.* 2016;54 Suppl 3:S248-S253.
38. Wickham J, Pizzari T, Stansfeld K, Burnside A, Watson L. Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010 Apr;20(2):212-22.
39. Pincivero DM, Gandaio CM, Ito Y. Gender-specific knee extensor torque, flexor torque, and muscle fatigue responses during maximal effort contractions. *Eur J Appl Physiol.* 2003 Apr;89(2):134-41.
40. Hill EC, Housh TJ, Smith CM, Schmidt RJ, Johnson GO. Gender- and Muscle-Specific Responses During Fatiguing Exercise. *J Strength Cond Res.* 2018 May;32(5):1471-1478.
41. Ansdell P, Thomas K, Howatson G, Hunter S, Goodall S. Contraction intensity and sex differences in knee-extensor fatigability. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017 Dec;37:68-74.
42. Fistera.com, Atención Primaria en la Red [sede Web]. La Coruña: Fistera.com [acceso 20 de febrero 2018]. Disponible en:  
<https://www.fistera.com/mbe/investiga/9muestras/9muestras2.asp>

43. Banos, O., Moral-Munoz, J. A., Diaz-Reyes, I., Arroyo-Morales, M., Damas, M., Herrera-Viedma, E., Villalonga, C. (2015). mDurance: A Novel Mobile Health System to Support Trunk Endurance Assessment. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 15(6), 13159–13183.
44. Bernecke V, Pukenas K, Daniuseviciute L, Baranauskiene N, Paulauskas H, Eimantas N, Brazaitis M. Sex-specific reliability and multidimensional stability of responses to tests assessing neuromuscular function. *Homo*. 2017 Dec;68(6):452-464.
45. Mendez-Rebolledo G, Gatica-Rojas V, Guzman-Muñoz E, Martinez-Valdes E, Guzman-Venegas R, Berral de la Rosa FJ. Influence of fatigue and velocity on the latency and recruitment order of scapular muscles. *Phys Ther Sport*. 2018 Apr 19;32:80-86.
46. Gaudet S, Tremblay J, Dal Maso F. Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations. *J Sports Sci*. 2018 Feb 15:1-8.
47. Flaxman TE, Smith AJ, Benoit DL. Sex-related differences in neuromuscular control: Implications for injury mechanisms or healthy stabilisation strategies? *J Orthop Res*. 2014 Feb;32(2):310-7.
48. Bolgla LA, Amodio L, Archer K, Estes J, Leung R, Magoni K, Mullikin A, Roberts D, Weems M, Beazley D. Trunk and hip muscle activation during yoga poses: Do sex-differences exist? *Complement Ther Clin Pract*. 2018 May;31:256-261.
49. Bolgla L, Cook N, Hogarth K, Scott J, West C. Trunk and hip electromyographic activity during single leg squat exercises do sex differences exist? *Int J Sports Phys Ther*. 2014 Nov;9(6):756-64.

## 13. Anexos

### 13.1. Anexo 1

#### HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación clínica. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados.

Antes de que usted acepte participar en este estudio, se le presenta este documento de nombre "Hoja de información al paciente", que tiene como objetivo comunicarle los posibles riesgos y beneficios de la prueba a realizar para que usted pueda tomar una decisión informada. Debe leerlo atentamente y consultar todas las dudas que se le planteen.

Le recordamos que, para poder formar parte del mismo, deberá firmar el consentimiento informado que se presenta a continuación.

#### Datos del investigador

-Nombre y Apellidos: Carlos Jové Blanco

-Centros: Unidad de Investigación Clínica en Biomecánica y Fisioterapia de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios.

- Dirección de contacto: Calle Ana Teresa 35 B (28023) Madrid

-Del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

- Teléfono y forma de Contacto: 699541817
- Del Laboratorio de Biomecánica: 91 893 37 69

## Datos de la investigación

“Datos de normalidad del Test de Resistencia Máxima y estudio de la fatiga electromiográfica”

Este proyecto cuenta con el informe favorable de la Comisión de Investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios y el Comité Ético de Investigación Clínica del Hospital de San Carlos de Madrid. (C.P.-C.I.15/416-E de 11 septiembre 2015)

Este proyecto está dentro del proyecto “Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva” aprobado por la comisión de investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de Comillas el día 9 de Abril de 2015.

Realizará la medición de la variable del cuerpo humano en cinética /cinemática a través de un sistema de valoración biomecánica para obtener los datos de normalidad del movimiento del cuerpo humano en sujetos sanos.

### Criterios de inclusión

- Edad entre 18 y 65 años.
- Sujetos sanos.

### Criterios de exclusión

- Cualquier afectación sistémica.
- Cualquier alteración mental.
- Haber sido intervenido quirúrgicamente en el último año.
- Cualquier afectación articular o muscular.
- Dolor inespecífico durante el último mes.

- Miedo a alguna de las mediciones.
- Mujeres embarazadas.
- Alergia a algunos de los componentes de los sistemas de medición y/o intervención.

Todas las contraindicaciones de la evaluación mediante equipos de biomecánica se encuentran enmarcadas como criterios de exclusión.

### Procedimiento de Estudio

El estudio se realizará en una única sesión.

Ruego lea detenidamente la prueba a realizar y si no entiende algún término del protocolo de medición consúltelo con el fisioterapeuta que le ha entregado el documento de información.

El estudio al cual decide incorporarse tiene la finalidad de conocer los datos de normalidad y fatiga para el test de capacidad máxima de resistencia en la abducción de hombro en la extremidad dominante en sujetos sanos.

Para ello, en primer lugar, se van a registrar las siguientes medidas:

-Fecha de nacimiento

-Sexo

La prueba se desarrollará a través de equipos que NO son invasivos.

Una vez cumplimentados los datos, rogamos lea detenidamente el procedimiento al que va a ser sometido. Al igual que en el caso anterior, el fisioterapeuta le podrá responder a todas las dudas sobre los procedimientos que posteriormente no conozca.

Los movimientos a realizar son los siguientes:

- Tres contracciones isométricas a 90° de abducción de hombro de 6 segundos de duración con 12 segundos de descanso entre cada una.
- Movimientos repetidos de abducción de hombro hasta los 90° a un ritmo de 45 ciclos por minuto cuyas variables cinéticas serán recogidas a través de un dinamómetro y las variables electromiográficas serán recogidas a través de un equipo de electromiografía de superficie.

Apenas hay efectos secundarios al realizar estas pruebas, sin embargo, si durante la prueba aparece dolor se le entregará al sujeto de estudio un interruptor remoto de cierre “slap” con el que podrá parar la prueba o bien simplemente dejar de moverse lo que parará la prueba y las mediciones automáticamente sin más consecuencias sobre el paciente.

En cuanto a la medición pueden ocurrir molestias en la ejecución del movimiento habitual a la ejecución de un movimiento del paciente similares a las que puede ocurrir al andar, sentarse o subir escaleras. Las reacciones descritas no requieren de ningún tratamiento adicional salvo la parada inmediata de la actividad y suceden en un número muy limitado de casos ya que la acción siempre está ligada a su propia funcionalidad.

En cuanto a los beneficios de formar parte de este estudio serán los que estamos comprobando con el sistema de biomecánica, para conocer datos de normalidad de los sujetos y su posterior incorporación en una base de datos global sobre la cual puedan ser usados estos datos para estudios posteriores.

Tiene derecho a abandonar el estudio en cualquier momento y sin ninguna justificación, sin perjuicio de su atención sanitaria y puede decidir el destino de sus datos personales en caso de decidir retirarse del estudio.

Tiene la posibilidad de contactar con el investigador en cualquier momento.

Para asegurar la anonimización de los datos, se contará con dos bases de datos: una con el nombre completo del paciente y un código asignado a cada uno de ellos, a la que sólo tendrá acceso el Investigador principal, y otra segunda con el código de cada paciente y sus datos personales y clínicos.

Todos los datos recogidos para el estudio facilitados por usted mismo serán tratados con las medidas de seguridad establecidas en cumplimiento de la “Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre” de Protección de Datos de carácter personal. Debe saber que tiene derecho de acceso, rectificación, cancelación y oposición de estos en cualquier momento. Podrá ejercer el derecho de oposición al final de este mismo documento, pudiendo solicitar los documentos oportunos al investigador principal en caso de querer ejercer los derechos de acceso, rectificación y cancelación.

Solo aquellos datos de la historia clínica que estén relacionados con el estudio serán objeto de comprobación. Esta comprobación se hará a través del Investigador Principal, responsable de garantizar la confidencialidad de todos los datos de las historias clínicas de los sujetos participantes en el estudio piloto. Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código y sólo el investigador principal podrá relacionar dichos datos con su historia clínica.

## 13.2. Anexo 2

### CONSENTIMIENTO INFORMADO

Datos del estudio para el que se otorga el consentimiento:

Nombre y Apellidos: Carlos Jové Blanco

- Centro: Unidad de Investigación Clínica en Biomecánica y Fisioterapia de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios.

- Dirección de contacto del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, Ciempozuelos (Madrid) 1, 28350

- Teléfono y forma de Contacto: Del Laboratorio de Biomecánica: 91 893 37 69

Datos de la investigación:

“Datos de normalidad del Test de Resistencia Máxima y estudio de la fatiga electromiográfica”

Datos del participante:

- Nombre y Apellidos:

Persona que proporciona la información y la hoja de consentimiento:

- Nombre y Apellidos: \_\_\_\_\_(perteneciente al grupo de Investigación y proyecto “Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano, por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas, tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva”)

Declaro que he leído la Hoja de Información al Participante sobre el estudio citado.

Se me ha entregado una copia de la Hoja de Información al Participante y una copia de este Consentimiento Informado, fechado y firmado. Se me han explicado las características y el objetivo del estudio, así como los posibles beneficios y riesgos de éste.

He contado con el tiempo y la oportunidad para realizar preguntas y plantear las dudas que poseía. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción.

Se me ha asegurado que se mantendrá la confidencialidad de mis datos, “Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre” de Protección de Datos de carácter personal. El consentimiento lo otorgo de manera voluntaria y sé que soy libre de retirarme del estudio en cualquier momento de este, por cualquier razón y sin que tenga ningún efecto sobre mi tratamiento futuro.

Doy/ No doy mi consentimiento para la participación en el estudio propuesto. Firmo por duplicado, quedándome con una copia.

Fecha \_\_\_\_\_ Firma del participante \_\_\_\_\_

Fecha \_\_\_\_\_ Firma del investigador \_\_\_\_\_

Cumplimentar en caso de renuncia a la participación en el estudio

Mediante el presente escrito, comunico mi decisión de abandonar el proyecto de investigación en el que estaba participando y que se indica en la parte superior de este documento.

Fecha \_\_\_\_\_ Firma del participante \_\_\_\_\_

Fecha \_\_\_\_\_ Firma del investigador \_\_\_\_\_

## Derecho de oposición

Los datos recabados, conforme a lo previsto en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal, en el presente consentimiento informado serán incluidos en el Fichero denominado “Proyecto Funcionalidad” cuya titularidad pertenece a “Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios”

Estos datos serán almacenados en nuestro fichero durante el tiempo imprescindible y necesario para el cumplimiento de la causa que motivó su recogida y dejando a salvo los plazos de prescripción legal existentes. La finalidad de esta recogida de datos de carácter personal es: la ejecución y cumplimiento de la relación surgida entre el titular de los datos y “La Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios” y su gestión administrativa, así como el cumplimiento de las obligaciones derivadas la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal. En consecuencia, UD. da, como titular de los datos, su consentimiento y autorización al Responsable de los Ficheros para la inclusión de los mismos en el Fichero antes detallado. Asimismo, puede UD. en todo caso ejercitar los derechos que le asisten y que se especifican en el siguiente párrafo.

El titular de los datos declara estar informado de las condiciones y cesiones detalladas en la presente cláusula y, en cualquier caso, podrá ejercitar gratuitamente los derechos ARCO: acceso, rectificación, cancelación y oposición (siempre de acuerdo con los supuestos contemplados por la Legislación vigente) dirigiéndose a Secretaría de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia “San Juan de Dios” mediante correo electrónico a la dirección [sjuandedios@comillas.edu](mailto:sjuandedios@comillas.edu) o por correo ordinario a: Secretaría de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

Indicando en la comunicación la concreción de la petición y acompañada de los documentos acreditativos. Por todo ello, para que conste a los efectos oportunos, UD. muestra su conformidad con lo en esta cláusula detallado, de acuerdo con la firma estampada en el documento al que esta cláusula figura anexionado. En caso de que se oponga a la cesión de sus datos en los términos previstos marque una cruz en esta casilla. En caso contrario, se entenderá que presta su consentimiento tácito a tal efecto.

Me opongo a la cesión de mis datos en los términos previstos

Fdo. Titular de los datos

## 13.3 Anexo 3



### Informe Dictamen Protocolo Favorable

C.P. - C.I. 15/416-E

11 de septiembre de 2015

#### CEIC Hospital Clínico San Carlos

Dra. Mar García Arenillas  
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

#### CERTIFICA

Que el CEIC Hospital Clínico San Carlos en su reunión del día 09/09/2015, acta 9.1/15 ha evaluado la propuesta del promotor/investigador referida al estudio:

**Título: "Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano, por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas, tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva".**

Que en este estudio:

- o Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- o Es adecuado el procedimiento para obtener el consentimiento informado.
- o La capacidad del investigador y los medios disponibles son adecuados para llevar a cabo el estudio.
- o El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto de los postulados éticos.
- o Se cumplen los preceptos éticos formulados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica mundial sobre principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos y en sus posteriores revisiones, así como aquellos exigidos por la normativa legal aplicable en función de las características del estudio.

Es por ello que el Comité **informa favorablemente** sobre la realización de dicho proyecto por el **Dr. D. Néstor Pérez Mallada** como investigador.

Lo que firmo en Madrid, a 11 de septiembre de 2015

Dra. Mar García Arenillas  
Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

