

Universidad CEU-Cardenal Herrera
Departamento de Fisioterapia



Análisis de los efectos de las
compensaciones musculares en la
variabilidad de los datos obtenidos en la
dinamometría computarizada de la
rotación de hombro.

TESIS DOCTORAL

Presentada Por:
D. Ricardo Blanco Méndez

Dirigida por:
Dr.D.Carlos Martín Saborido.
Dra.Dña. Elena García García.
Dr.D.José Martín Botella Rico.

VALENCIA
2016

“Dime y lo olvido,
enséñame y lo recuerdo,
involúcrame y lo
aprendo”

Benjamin Franklin

AGRADECIMIENTOS.

- ❖ A Beatriz; te quiero, eres la principal razón de mi día a día, gracias por hacer de esta tesis también la tuya, por tu comprensión, ayuda y apoyo en todas las facetas de mi vida.
- ❖ A mis hijos; Nicolás, Julia y Mauro por todo lo que os he robado y todo lo que me habéis dado, espero poder compensároslo... no se puede tener tesoro más precioso.
- ❖ A Pepo y Julia; sin vuestra ayuda este estudio (ni otras muchas cosas) habrían sido posibles, no encontraré nunca palabras para agradeceros lo que hacéis cada día por mi familia, que es la vuestra. Lo mío es vuestro.
- ❖ A Carlos; por todo lo que me has enseñado; por ser al mismo tiempo profesor, director y amigo. Gracias por hacer de la poesía, prosa científica.
- ❖ A Elena; por tu generosa disponibilidad, sensibilidad y amistad en todo momento, espero poder agradeceréte en el futuro debidamente.
- ❖ A Jose; por todo lo aportado, pero sobre todo por estar siempre.
- ❖ A mis compañeros de trabajo; Carlos, Néstor, Adela, María Jesús, gracias por vuestro apoyo y consuelo en las horas difíciles.
- ❖ A la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios, por poner los medios para desarrollar éste y otros proyectos de investigación.
- ❖ A mis alumnos y demás sujetos de estudio, gracias por vuestra desinteresada ayuda.

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	2
TABLA DE CONTENIDO	3
ÍNDICE DE TABLAS	5
ÍNDICE DE FIGURAS	6
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	8
INTRODUCCIÓN	9
MOVIMIENTOS DEL HOMBRO Y SU RELACIÓN CON EL TORAX: LA COMPENSACIÓN MUSCULAR	15
DINAMOMETRÍA COMPUTARIZADA	21
Generalidades	21
Fiabilidad de la dinamometría isocinética.....	26
PARÁMETROS MAS COMUNMENTE USADOS EN LA DINAMOMETRÍA COMPUTARIZADA	28
Fuerza muscular	28
Rango del movimiento.....	30
Velocidad de trabajo	31
Momento torsional o torque.....	33
Ratio agonista – antagonista.....	36
Resistencia	37
Potencia	38
Trabajo	40
Coeficiente de variación.....	41
RIESGOS, CONTRAINDICACIONES Y PRECAUCIONES RELACIONADOS CON LA UTILIZACIÓN DE DINAMÓMETROS COMPUTARIZADOS.....	44
LA EVALUACIÓN DE LA ROTACIÓN DEL HOMBRO CON DINAMOMETRÍA COMPUTARIZADA.....	45
Sobre la posición del individuo.....	46
Sobre la posición de la articulación.....	49
OBJETIVO DEL ESTUDIO	52
Objetivos específicos	52
HIPÓTESIS.....	53
MATERIAL Y MÉTODOS	53
Diseño	53
Población y sujetos de estudio.....	54
Criterios de inclusión y exclusión	54
Criterios de inclusión:	54
Criterios de exclusión:	55
Tamaño muestral	55
Variables del estudio.....	56
Principales:.....	56
Variables independientes:	57
Hipótesis operativa.....	57
Recogida y análisis de datos.....	58
Intervención.....	59
• Protocolo de calentamiento.....	59
• Evaluación isométrica.....	60

• Evaluación isocinética.....	60
• Evaluación de la potencia: test del fuerza vs. velocidad.	60
• Protocolo de posicionamiento controlado (grupo A).	61
• Protocolo de posicionamiento no controlado (grupo B).	62
• Calibración.....	62
• Lugar de realización del estudio.....	63
RESULTADOS.....	64
ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LOS DATOS	65
Análisis descriptivo de las características basales de la muestra.	65
Análisis descriptivo de la distribución de los valores del cv de la rotación interna isométrica (CVisom_RI) en los días 1 y 2 en ambos grupos.....	68
Análisis descriptivo de la distribución del cv de la rotación externa isométrica (CVisom_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.....	70
Distribución del peak torque de la rotación interna (PeakTorque_RI) en día 1 y 2 en ambos grupos. ...	71
Distribución del peak torque de la rotación externa (PeakTorque_RE) en día 1 y 2 en ambos grupos..	73
Distribución del cv fuerza vs. velocidad de la rotación interna (CVpotencia_RI) en día 1 y 2 en ambos grupos.....	74
Distribución del cv fuerza vs. velocidad de la rotación externa (CVpotencia_RE) en día 1 y 2 en ambos grupos.....	76
Cálculo de la variable diferencia.....	77
Distribución de la (Dif_CVisom_RI) y la (Dif_CVisom_RE) en ambos grupos.....	78
Distribución de la (Dif_PeakTorque_RI) y la (Dif_PeakTorque_RE) en ambos grupos.	80
Distribución de (Dif_CVpotencia_RI) y la (Dif_CVpotencia_RE) en ambos grupos.....	82
INFERENCIA ESTADÍSTICA.....	84
Inferencia estadística sobre las variables dependientes.	84
Análisis de subgrupos utilizando las variables independientes.....	88
DISCUSIÓN.....	93
CONCLUSIONES	102
BIBLIOGRAFIA.....	103
ANEXOS.....	115

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1:	Fases de ejecución del estudio	63
Tabla 2:	Comparación de datos basales entre los grupos del estudio	65
Tabla 3:	Distribución de los valores del CV de la rotación interna isométrica (CVisom_RI) en los días 1 y 2 en ambos grupos.....	68
Tabla 4:	Distribución de los valores del CV de la rotación externa isométrica (CVisom_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.....	70
Tabla 5:	Distribución de los valores del peak torque de la rotación interna (PT_RI) en los días 1 y 2 en ambos grupos.....	71
Tabla 6:	Distribución de los valores del peak torque de la rotación externa (PT_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.....	73
Tabla 7:	Distribución de los valores del CV del test de fuerza vs. velocidad de la rotación interna (CVPotencia_Ri) en los días 1 y 2 en ambos grupos	74
Tabla 8:	Distribución de los valores del CV del test de fuerza vs. velocidad de la RE (CVpotencia_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.....	76
Tabla 9:	Media y desviación típica de la variable diferencia (Dif) para cada Grupo	78
Tabla 10:	Resultados de la prueba de Kolmogorov-Smirnov (normalidad de la distribución de los datos) para las variables diferencia (Dif) y brazo de palanca para un p valor>0.05	84
Tabla 11:	Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de estudio para un p valor <0.05.....	85
Tabla 12:	Valores de media y desviación estándar (SD) de las diferencias en valor absoluto entre los datos de pico máximo de fuerza máximo de ambas rotaciones entre los días 1 y 2 de medición	86
Tabla 13:	Resultados de la prueba U de Mann-Whitney para el contraste de hipótesis de igualdad entre los valores medios de Dif_Pico_max_RE, Dif_Pico_max_RI y brazo de palanca entre ambos grupos de estudio para un p valor <0.05.....	86
Tabla 14:	Valores de media y desviación estándar (SD) de la longitud del brazo de palanca de ambos grupos.....	87
Tabla 15:	Datos porcentuales de la composición de los subgrupos de las variables independientes	88
Tabla 16:	Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de igualdad para cada variable diferencia (Dif_) entre cada grupo de edad para un p valor <0.05.	88
Tabla 17:	Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de igualdad para cada variable diferencia (Dif_) entre cada grupo de IMC para un p valor <0.05	89
Tabla 18:	Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de igualdad para cada variable diferencia (Dif_) entre cada grupo de género para un p valor <0.05	89
Tabla 19:	Tabla de contingencia 2x2 por categorías de edad en los grupos de estudio	90
Tabla 20:	Prueba de Chi-cuadrado de Pearson para comparación de las proporciones dadas por categorías de edad para un p valor <0.05.....	90
Tabla 21:	Tabla de contingencia 2x2 por categorías de IMC en los grupos de estudio	90
Tabla 22:	Prueba de Chi-cuadrado de Pearson para comparación de las proporciones dadas por categorías de IMC para un p valor <0.05	91
Tabla 23:	Tabla de contingencia por categ. de sexo en los grupos de estudio	91
Tabla 24:	Prueba de Chi-cuadrado de Pearson para comparación de las proporciones dadas por categorías de sexo para un p valor <0.05	91

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1:	Colocación del miembro superior en el plano de la escápula. Imagen modificada por el autor (biomecanicaudla.blogspot.es).	17
Figura 2:	Relación de los principales músculos de la articulación escapulotorácica. Fuente: fisioterapia. blogspot.com.es. Imagen modificada por el autor.....	18
Figura 3:	Curva fuerza-velocidad. En trazo continuo se muestra la curva de Hill; en discontinuo la curva que se obtiene experimentalmente.Fuente: Consejo Superior de Deportes.....	22
Figura 4:	Ejemplo de dinamómetro computarizado.Fuente:BTE Technologies.....	23
Figura 5:	Ejemplo de gráfica de línea de datos de fuerza isométrica. Fuente: software Primus RS™.....	29
Figura 6:	Ejemplo de gráfica de barras de datos de fuerza isométrica. Fuente: software Primus RS™.....	30
Figura 7:	Ejemplo de regulación del ROM y el grado cero. Fuente: software Primus RS™.....	31
Figura 8:	Componentes del torque. Fuente: elaboración propia.....	34
Figura 9:	Ejemplo de gráfico de líneas de momentos máximos isocinéticos. Fuente: software Primus RS™.....	36
Figura 10:	Elemplo de gráfico de barras diferencia de ratio ag/at. Fuente: software Primus RS™ .	37
Figura 11:	Ejemplo de gráfico de barras resistencia de flexión de cadera. Fuente: software Primus RS™.....	38
Figura 12:	Ejemplo de gráfico de barra de potencia máxima isotónica. Fuente: software Primus RS™.....	39
Figura 13:	Ejemplo de gráfico de líneas de potencia máxima isocinético. Fuente: software Primus RS™.....	40
Figura 14:	Ejemplo de gráfico de líneas de trabajo máximo isocinético. Fuente: software Primus RS™.....	41
Figura 15:	Diagrama de flujo de la progresión de los sujetos. Fuente: Elaboración propia.....	64
Figura 16:	Distribución de la edad en la muestra poblacional.	66
Figura 17:	Diagrama de cajas de la distrib. de la edad dentro de cada grupo.....	66
Figura 18:	Distribución del género dentro de cada grupo.....	67
Figura 19:	Distribución de la dominancia dentro de cada grupo.....	67
Figura 20:	Diagrama de cajas sobre la distribución de los datos del CV de ambas rotaciones isométricas en ambos grupos en los días 1 y 2.....	69
Figura 21:	Histograma A: distribución de valores del CVIsom_RI grupo A-día 1.Histograma B: distribución de valores del CVIsom_RI grupo A-día 2. Histograma C: distribución de valores del CVIsom_RI grupo B-día 1. Histograma D: distrib. de valores del CVIsom_RI grupo B-día 2.	69
Figura 22:	Histograma A: distribución de valores del CVIsom_RE grupo A-día1.Histograma B: distribución de valores del CVIsom_RE grupo A- día 2. Histograma C: distribución de valores del CVIsom_RE grupo B-día 1. Histograma D: distrib de valores del CVIsom_RE grupo B-día 2.	70
Figura 23:	Diagrama de cajas sobre la distribución de datos del Peak Torque (PT) de ambas rotaciones y grupos en los días 1 y 2.	72
Figura 24:	Histograma A: distribución de valores del PT_RI grupo A-día 1. Histograma B: distribución de valores del PT_RI grupo A-día 2. Histograma C: distribución de valores del PT_RI grupo B-día 1.Histograma D: distrib. de valores del PT_RI grupo B-día	72
Figura 25:	Histograma A: distribución de valores del PT_RE grupo A-día 1.Histograma B: distribución de valores del PT_RE grupo A-día 2. ..Histograma C: distribución de valores del PT_RE grupo B-día 1. Histograma D: distribución de valores del PT_RE grupo B-día 2.....	74
Figura 26:	Diagrama de cajas sobre la distribución de los datos del CV del test de Potencia de ambas rotaciones y grupos en los días 1 y 2.	75

Figura 27:	Histograma A: distrib. de valores del CVpotencia_RI grupo A-día 1. Histograma B: distrib. de valores del CVpotencia_RI grupo A-día 2. Histograma C: distrib. de valores del CVpotencia_RI grupo B-día 1. Histograma D: distrib. de valores del CVpotencia_RI grupo B-día 2.....	75
Figura 28:	Histograma A: distrib. de valores del CVpotencia_RE grupo A-día1 Histograma B: distribución de los valores del CVpotencia_RE del grupo A-día 2. Histograma C: distribución de los valores del CVpotencia_RE del grupo B-día 1. Histograma D: distribución de los valores del CVpotencia_RE del grupo B-día 2.....	77
Figura 29:	Histograma A: distribución de valores de Dif_CVisom_RI grupo A. Histograma B: distribución de valores de Dif_CVisom_RI grupo B. Histograma C: distribución de valores de Dif_CVisom_RE grupo A. Histograma D: distribución de valores de Dif_CVisom_RE grupo B.....	79
Figura 30:	Diagrama A: distribución de valores de Dif_CVisom_RI grupo A. Diagrama B: distribución de valores de Dif_CVisom_RI grupo B. Diagrama C: distribución de valores de Dif_CVisom_RE grupo A. Diagrama D: distribución de valores de Dif_CVisom_RE grupo B.....	79
Figura 31:	Histograma A: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RI grupo A. Histograma B: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RI grupo B. Histograma C: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RE grupo A. Histograma D: distrib de valores de Dif_PeakTorque_RE grupo B.....	82
Figura 32:	Diagrama A: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RI grupo A. Diagrama B: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RI grupo B. Diagrama C: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RE grupo A. Diagrama D: distrib. de valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo B.....	82
Figura 33:	Histograma A: distribución de valores de Dif_CVpotencia_RI grupo A. Histograma B: distribución de valores de Dif_CVpotencia_RI grupo B. Histograma C: distribución de valores de Dif_CVpotencia_RE grupo A. Histograma D: distrib de valores de Dif_CVpotencia_RE grupo B.....	83
Figura 34:	Diagrama A: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RI grupo A. Diagrama B: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RI grupo B. Diagrama C: distribución de valores de Dif_PeakTorque_RE grupo A. Diagrama D: distrib de valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo B.....	84

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AVD: actividades de la vida diaria.

Ag/at : agonista/antagonista.

AT: accidente de trabajo.

CC: contingencia común.

CON/CON: concéntrico/concéntrico.

CV: coeficiente de variación.

CVisom_RI: cv de la rotación interna isométrica.

CVisom_RE: cv de la rotación externa isométrica.

CVpotencia_RI: cv del test fuerza vs. velocidad de la rotación interna.

CVpotencia_RE: cv del test fuerza vs. velocidad de la rotación externa.

DC: dinamometría computarizada.

Dif_CVisom_RI: variable diferencia del cv isométrico de la rotación interna.

Dif_CVisom_RE: variable diferencia del cv isométrico de la rotación externa.

Dif_PeakTorque_RI: variable diferencia del peak torque de la rotación interna.

Dif_PeakTorque_RE: variable diferencia del peak torque de la rotación externa.

Dif_CVpotencia_RI: variable diferencia del test de potencia de la rotación interna.

Dif_CVpotencia_RE.: variable diferencia del test de potencia de la rotación externa.

EMV: esfuerzo máximo voluntario.

G°/seg: grados por segundo.

HTA.: hipertensión arterial.

IMC: índice de masa corporal.

J: julios.

N: newton.

Nm: newtons/metro.

PT: peak torque.

PeakTorque_RE: peak torque de la rotación externa.

PeakTorque_RI: peak torque de la rotación interna.

ROM: rango de movimiento.

SD: Desviación estándar de la media.

W: vatios.

X² : Prueba de Chi cuadrado.

1R: una repetición.

10R: 10 repeticiones.

INTRODUCCIÓN

El dolor de hombro (hombro doloroso, periartritis escápulo-humeral) asociado a lesiones de las partes blandas, puede ser clasificado en varias categorías diagnósticas incluyendo síndrome subacromial, síndrome de *impingement*, tendinitis, tendinosis, bursitis, calcificaciones tendinosas o patología del manguito de los rotadores (1). Se sabe que la causa de tanta patología es multifactorial y suele estar asociada a lesiones por microtraumatismos de repetición, sobreuso, envejecimiento, traumatismos, intervenciones quirúrgicas, osteofitosis articular, restricción de la movilidad del segmento dorso-cervical, enfermedades inflamatorias y autoinmunes o enfermedades metabólicas (2-6).

La mayoría de los desórdenes del hombro son el resultado de la acumulación de microtraumatismos, lesiones por sobrecarga del manguito de los rotadores y de sus tejidos blandos relacionados (7).

En los últimos años, los clínicos han destacado el potencial papel de la escápula en la etiopatogenia del hombro doloroso en general y en la patología del manguito de los rotadores en particular. Se ha hipotetizado que la disfunción de la articulación escápulo-torácica debida a una mala fisiología y biomecánica, puede afectar de forma negativa al manguito de los rotadores, a la articulación del hombro y predispone a la lesión por sobrecarga de sus tejidos blandos relacionados (8,9).

La tendinitis del músculo supraespinoso es la causa más frecuente de hombro doloroso, siendo el síntoma más frecuente el dolor cuya aparición es descrita en un rango preferencial entre los 45-60 años. Esta patología aparece con una frecuencia de 61,9% en hombres y del 38,10% en mujeres (10).

Se estima que el hombro doloroso tiene una prevalencia del 16% al 26% y una incidencia de 1.47% que aumenta con la edad, con determinadas actividades físicas y profesiones, y en pacientes diabéticos (11). Supone el cuarto motivo de

consulta de la patología músculo-esquelética y en un 60% de los casos la sintomatología puede durar un año o más (12-14).

Los síntomas de nuevos episodios de dolor de hombro han demostrado prevalecer por al menos un año en los servicios de atención primaria en al menos un 40-50% de los pacientes (15,16).

En un estudio llevado a cabo en Holanda, la incidencia media anual de patología de hombro fue de 15 nuevos episodios de dolor de hombro por cada 1000 pacientes en atención primaria. Esta patología puede verse aumentada durante la cuarta y quinta década de vida (17).

Brattberg y cols.(18) concluyeron en otro estudio que la prevalencia de dolor de hombro en una muestra poblacional en Suecia era del 23%. Makela y su equipo (19) hablan del 33% en una población finlandesa, mientras que Pope y cols. (20) describieron una prevalencia del 34% de dolor de hombro de un mes de duración en una amplia muestra poblacional de Reino Unido.

Greving y cols. (21) llevaron a cabo un estudio de diez años de duración y seguimiento de la incidencia, prevalencia e índice de consulta de los problemas de hombro en los servicios de atención primaria en Holanda. En el periodo que duró el estudio un total de 526 pacientes consultaron a su médico de atención primaria por problemas de hombro. Durante un promedio de 7.6 años estos pacientes acudieron un total de 1331 veces (esto significa un promedio de 0.33 consultas por año). Casi la mitad de los pacientes fueron a consulta médica por esta causa tan solo una vez. Los pacientes con edades comprendidas entre los 45 y los 64 años tuvieron el índice más alto de repetición de consulta durante la duración del estudio. La incidencia media fue de 29.3 por 1000 personas-año. Las mujeres y aquellos pacientes con edades entre los 45-64 años tuvieron la incidencia más alta. La prevalencia anual de los problemas de hombro osciló entre 41.2 y 48.4 por 100 personas-año, calculada en el periodo comprendido entre los años 1998 a 2007 y fue más alta para las mujeres que para los hombres.

En otro estudio llevado a cabo en una consulta de atención primaria en las Palmas de Gran Canaria entre los meses de enero, febrero y marzo del año 2006, se observó que del total de pacientes que fueron diagnosticados de patología del manguito de los rotadores, el 54.5% fueron mujeres mientras que el 45.5% fueron varones y que el rango de edad más frecuente (54.5%) fue el de entre 35 a 45 años (22).

Al ser el dolor de hombro una patología de alta incidencia, son varios los estudios que se han llevado a cabo en el ámbito laboral para poder analizar y minimizar con ello los periodos de baja laboral, así como las consecuencias que tiene la misma en la salud de los trabajadores y en los costes para las empresas y la seguridad social. Un ejemplo es un estudio retrospectivo llevado a cabo en el ámbito de una mutua de accidentes de trabajo y enfermedades profesionales de la Seguridad Social de Las Palmas de Gran Canaria, en el que se revisaron 21 historias clínicas de pacientes remitidos a la mutua por tendinitis del músculo supraespinoso. El periodo de estudio fue entre enero del 2001 y enero del 2002. La media de baja laboral se estimó en 34,67 días, siendo para los hombres de 30,92 días y 40,75 días para las mujeres. Se observó la mayor frecuencia de esta patología en el sector de la construcción (42,9%) y en segundo lugar en el sector sanitario (28,6%) (10).

Otro estudio sobre casos de hombro doloroso atendidos en dos centros asistenciales de la mutua de accidentes laborales Asepeyo de la Comunidad Valenciana (23) durante los años 2005 y 2006, revela una tasa de incidencia de 1,075% en el que 66 casos fueron atendidos sobre un total de 6.136 episodios de todas las patologías. Dentro de la clasificación de hombro doloroso un 57,57% de los casos fueron finalmente diagnosticados de tendinitis con una edad media de 42.5 años, un 21.21% de los pacientes fueron diagnosticados de rotura tendinosa con una edad media de 56.2 años, un 16.66% obtuvieron un diagnóstico de bursitis con una edad media de 35.6 años, mientras que tan solo un 4.54% de los casos fueron diagnosticados de tendinitis calcificada con una edad media de 40 años. En

cuanto a la incidencia en función del sexo, existió un predominio de la lesión en hombres (62%) con respecto a las mujeres (38%) debido a que en general, según indican los autores del estudio, los hombres realizan trabajos de mayor carga mecánica que las mujeres lo que a la larga determina una mayor incidencia de la lesión.

En este mismo estudio al comprobar la lateralidad de la lesión se observó un claro predominio del hombro derecho con 37 casos (56%) sobre el izquierdo con 29 (44%), probablemente debido al manejo de las cargas, a los sobreesfuerzos realizados, así como por los movimientos repetitivos que son realizados con mayor intensidad por el miembro diestro al ser el dominante en la población general.

Finalmente en el estudio tras hacerse el análisis por tipo de contingencia, es decir por accidente de trabajo (AT) o contingencia común (CC), se observó un predominio del AT con un 69% frente al 31% de la CC (23).

Rosenbaum D. y cols. (24) en el año 2012 llevaron a cabo un estudio para detectar la causa más frecuente de baja laboral en una población de 516 trabajadores latinos de granjas avícolas de condados agrícolas del estado de Carolina del Norte en Estados Unidos. Tras la lumbalgia, el dolor de hombro fue con un 14.7% de prevalencia la segunda causa de baja laboral. Los trabajadores mayores de 40 años tuvieron la mayor incidencia de problemas de hombro y de epicondilitis.

Por lo tanto, frente al problema de salud que genera la patología de hombro en la sociedad, sumado a los avances tecnológicos, se han ido desarrollando nuevas técnicas de evaluación y tratamiento que pretenden acortar los tiempos de recuperación, ayudar a prevenir lesiones y mejorar la funcionalidad articular en general (25-28). El término isocinético refiere a una “específica situación en la que un músculo o grupo muscular se contrae contra una resistencia adaptable controlada, lo que produce que el extremo de un segmento se mueva a una velocidad lineal o angular constante en un preestablecido sector de su rango de

movimiento (*range of movement* o ROM) (29). Gracias a la exclusiva capacidad de producir movimiento isocinético entre otros, los equipos de dinamometría computarizada (DC) se denominan “aparatos o sistemas isocinéticos o de dinamometría isocinética” (30) .

La DC se ha vuelto un instrumento muy utilizado en el ámbito de la medicina laboral por el poder que le concede la objetivación de diferentes parámetros del movimiento músculo-esquelético, lo que facilita la valoración del grado de discapacidad y/o daño corporal aunque su uso en el mundo de la rehabilitación, la investigación, la docencia universitaria, el ámbito sanitario así como en el deportivo es de igual manera cada vez más frecuente.

Dentro de la variedad de equipos que ofrece el mercado, aunque diseñados con diferentes características, todos tienen en común la posibilidad de ejercitar o evaluar la mayoría de las articulaciones del sistema músculo-esquelético gracias a activaciones musculares isométricas, isotónicas e isocinéticas. Los diferentes movimientos o ejercicios que se realicen serán después cuantificados con diferentes variables a través de un *software* incorporado en la computadora de los equipos.

En este momento, los grupos musculares que disfrutan del mayor índice de atención son aquellos que operan en la rodilla, mientras que los músculos de la articulación de la cadera, codo y hombro ocupan un lugar considerablemente más alejado. Por otro lado, la evaluación de la musculatura espinal, principalmente la flexora y extensora, está ganando un destacado interés debido al desarrollo de equipos específicamente orientados a dicho propósito (30).

Son muchos los autores que han llevado a cabo diferentes estudios utilizando DC para valorar la función y los grados de movilidad del hombro tanto en sujetos sanos como lesionados. Existe gran variedad de opiniones respecto a cuál es el óptimo

posicionamiento del individuo a la hora de realizar valoraciones de la función rotadora del hombro con estos sistemas.

En las diversas publicaciones sobre estudios que emplean la DC en la articulación del hombro, la discusión acerca de cual debe ser el óptimo posicionamiento de los individuos durante las valoraciones ha puesto el mayor énfasis en analizar qué posición es la mas idónea para cada acción o movimiento. En cambio, el dilema de si se deberían permitir o no las compensaciones musculares durante la ejecución de los diferentes ejercicios no ha sido abordado con profundidad todavía (31-40).

Según estos estudios, la posición del individuo que va a ser sometido a una evaluación dinamométrica de la rotación del hombro, puede variar entre el decúbito supino o prono, la bipedestación y la sedestación. En todas estas posturas y dependiendo de los diferentes criterios de los investigadores, se opta por orientar el miembro superior con una abducción glenohumeral de 45°, o con abducción de 90°, en sedestación con el húmero orientado en el plano escapular o con el hombro flexionado. En ocasiones dichas evaluaciones se han llevado a cabo controlando la posición y fijando con cinchas parte del miembro superior o el tronco para no permitir compensaciones musculares durante los movimientos, y en otros estudios la posición es sin controlar dichos mecanismos estabilizadores y sinérgicos.

Actualmente el debate de si permitir o no las compensaciones musculares durante la DC sobre la rotación del hombro, eliminándolas o controlando el posicionamiento, pueda influir en que los datos resultantes sean más o menos fiables a la hora de llevar a cabo valoraciones, sigue abierto.

El presente estudio compara la variabilidad de los datos obtenidos durante diferentes ejercicios de hombro en pacientes sentados y cinchando el tronco al respaldo de la silla para evitar compensaciones musculares, con respecto a los

obtenidos en una posición en bipedestación, por ser considerada ésta la que más compensaciones permite.

MOVIMIENTOS DEL HOMBRO Y SU RELACIÓN CON EL TORAX: LA COMPENSACIÓN MUSCULAR

Según H. Kabat la función individual de un músculo consiste en una acción dotada de tres componentes de movimiento. El productor del estiramiento máximo de un músculo es el que determina su componente de acción primaria o principal. Los otros componentes de movimiento determinan los componentes de movimiento secundario y terciario. Por lo tanto, un mismo músculo podría ser por ejemplo flexor primario, aductor secundario y rotador externo terciario (41).

Pero a la hora de detenerse a analizar la función normal de un grupo de músculos durante un determinado gesto o movimiento que implica a varias articulaciones, es importante entender que es necesaria la adaptación constante del tono postural a través de mecanismos que actúan mediante inervación refleja. Esta inervación recíproca permite los antagonismos musculares durante el movimiento voluntario. Sin embargo, en ocasiones es necesaria la contracción simultánea de agonistas y antagonistas para fijar las articulaciones o estabilizar una parte del cuerpo mientras la otra se mueve (42).

En 1934 el cirujano formado en *Harvard* D. Ernest Amory Codman escribió un libro titulado “*The Shoulder: Rupture of the Supraspinatus tendon and other lesions in or about the Subacromial Bursa*”, que se convirtió en una de las mayores referencias sobre el entendimiento de la biomecánica del hombro. Desde entonces lo que Codman llamó “el ritmo escápulo-humeral”, sigue estando vigente y describe la gran importancia de la participación de la articulación escápulo-torácica durante los movimientos del hombro (43).

En 1958 James Cyriax en su artículo "*Diagnosis at the shoulder*" indicó la importancia de la existencia de un correcto sistema escápulo-torácico durante la exploración tanto activa como pasiva de doce diferentes movimientos del hombro. Aseguró por ejemplo, que la presencia de alteraciones o contractura (entendida como pérdida de elasticidad) de la fascia costo-coracoidea causa claramente la limitación en la elevación del hombro (44).

La alteración de la posición y movimiento de la escápula se ha denominado discinesia (*dyskinesia*) e implica la alteración de la cinemática normal de la escápula (45). La segunda conferencia internacional de consenso sobre la escápula tuvo lugar en Lexington, Kentucky, en el año 2013. El propósito de la misma fue actualizar la discusión sobre el conocimiento acumulado sobre la discinesia de la escápula en varias de las lesiones del hombro y destacar su implicación clínica en la evaluación y el tratamiento en las mismas. Las áreas que se trataron incluyeron la escápula y las lesiones de hombro, la escápula en el deporte, evaluación e intervención clínica, así como las últimas actualizaciones en su conocimiento. De todas las conclusiones que se destacan de este encuentro, una de ellas versa sobre la demostración de la importancia de una correcta biomecánica de la escápula (y por lo tanto de los músculos que la relacionan con el tronco) en la función normal del hombro (46).

En el presente podemos comprobar que muchos de los estudios publicados han analizado el complejo funcional del hombro en el plano frontal y/o sagital pero el consenso mayoritario defiende el movimiento en el llamado plano de la escápula, es decir con el húmero flexionado y abducido, por ser éste el plano más fisiológico (47-57). Conseguir movimientos del hombro a partir del plano de la escápula consiste en posicionar el brazo del sujeto a 30° de flexión en el plano sagital añadiendo 45° de abducción en el plano frontal siempre con respecto a la vertical (ver figura 1). Esta colocación hace que el hombro se posicione de una manera en

la que las presiones anatómicas descritas por Neer en el síndrome de pinzamiento acromio-clavicular o “*impingement*” (58) estén minimizadas dando lugar una “*loose packed position*” (29,59).

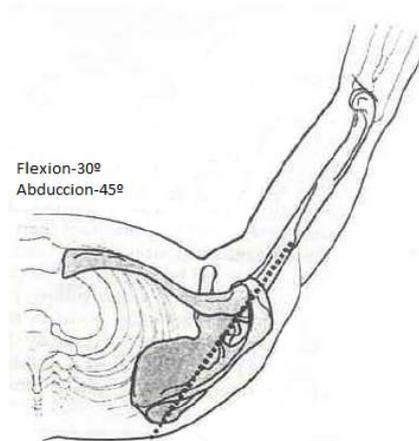


Figura 1: Colocación del miembro superior en el plano de la escápula. Imagen modificada por el autor. Fuente: biomecanicaudla.blogspot.es.

Son numerosos los textos y estudios que describen y explican las sinergias, mecanismos de estabilización, biomecánica y cinemática del ritmo escápulo-humeral (44,47,52,57,60-65). Sabemos por ejemplo, que el momento cinético generado durante la abducción del hombro debe ser compensado por los músculos estabilizadores del mismo y la intensidad del trabajo muscular desarrollado será directamente proporcional al momento cinético a equilibrar (63).

Stephen y cols. llevaron a cabo un estudio para clarificar el papel del músculo supraespinoso en los movimientos de flexión y elevación del hombro sobre el plano de la escápula. De sus conclusiones destaca el abandono de la idea clásica del papel único del supraespinoso en la biomecánica de la separación del hombro, para empezar a hablar de sinergias con otros músculos como el deltoides (66).

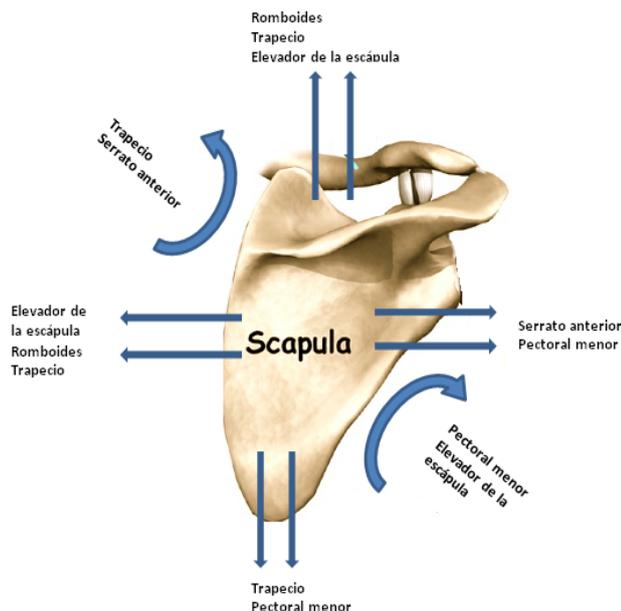


Figura 2: Relación de los principales músculos de la articulación escapulotorácica. Fuente: fisioterapia.blogspot.com.es. Imagen modificada por el autor.

Dentro de la evolución que pueda haber sufrido el concepto del ritmo escapular descrito por Codman cabe subrayar la investigación que se ha llevado a cabo alrededor de los déficits en la función rotadora glenohumeral.

La debilidad de los músculos rotadores externos destaca en oposición al número y potencia de los rotadores internos. La rotación automática que se produce en la articulación escápulo-humeral no basta para completar las necesidades totales de rotación del miembro superior en diferentes acciones. Para ello, es preciso sumarle los cambios de orientación del omóplato (y por lo tanto de la cavidad glenoidea) que tienen lugar en los movimientos de traslación lateral del omóplato. Este cambio de orientación de unos 40° a 45 °, aumenta en dicha medida la amplitud de la rotación (67).

En un reciente estudio llevado a cabo sobre 206 jugadores de élite de balonmano noruegos, se establece una clara relación entre la disfunción escapular y el déficit en la función rotadora del hombro (68).

En otro estudio llevado a cabo en 2009 en EEUU se registró la actividad muscular, a través de electromiografía, de diferentes músculos participantes en el ritmo

escápulo-humeral en determinados gestos llevados a cabo por jugadores de diferentes deportes, como el lanzamiento de la bola en béisbol, lanzamiento en fútbol americano, el servicio en voleibol y tenis, el bateo en béisbol o el *swing* en golf. Se captó señal electromiográfica en los músculos deltoides, supraespinoso, infraespinoso, redondo menor, subescapular, dorsal ancho, pectoral mayor, bíceps braquial, elevador de la escápula, trapecio superior medio e inferior y serratos mayor y menor. El estudio consiguió poner de manifiesto cómo la biomecánica del hombro en gestos balísticos consigue activar musculatura de diferentes zonas como son la dorsal, cervical, y la escápulo-humeral sobre todo (69).

Pero el concepto de compensación muscular que se pretende poner de manifiesto en el presente estudio relaciona la musculatura propia del hombro con la del tronco. Sabemos que si se modifica la posición del cuerpo (por ejemplo de bipedestación a sedestación), se alterarán las demandas musculares. Estas demandas generalmente varían por influencia de la gravedad y de los reflejos postural y de enderezamiento (41). Aún así, tronco y hombro han de tener una estrecha relación cinética para conseguir sus objetivos biomecánicos así como atender a las demandas que requieren las actividades de la vida diaria (AVD) que implican a la mano.

En un estudio llevado a cabo en el departamento de cinesiología de la Univesidad Arizona State, se analizó el movimiento de aproximación horizontal de hombro, gracias a marcadores dispuestos en distintos puntos del miembro superior no dominante y del tronco, de veinte estudiantes universitarios. El objetivo principal del estudio fue investigar la contribución del tronco en un ejercicio en el que los individuos debían ensayar un gesto balístico para alcanzar con la mano un objetivo dispuesto sobre una mesa ubicada enfrente de ellos. Los sujetos realizaron varias veces el gesto desde la posición sedente para no implicar a la pelvis y con el miembro superior dominante apoyado sobre el regazo. Tras comparar en cada caso

el mejor y el peor gesto conseguido, el estudio reveló la compleja estrategia de control de la cadena tronco-hombro-codo como generadores de máxima velocidad en gestos para la mano. Se comprobó la crucial contribución del tronco directamente en la rotación de todo el brazo e indirectamente en los mecanismos que consiguen la extensión del codo durante el gesto observado. El mayor papel del hombro fue el de trasladar el efecto mecánico del movimiento al codo. Los resultados pusieron de manifiesto que cuando el tronco alcanza su límite rotacional, el hombro constituye el generador primario de movimiento, revelando con ello, una marcada organización secuencial del movimiento (70).

Además, actualmente sabemos que el tronco juega una importancia vital en la locomoción humana y que es capaz de interactuar no sólo con la pelvis durante la marcha sino también con los hombros. Una alteración de la estática del tronco así como de su biomecánica, afectaría a ambas cinturas: la pélvica y la escapular (71,72). Pero incluso la investigación en el ámbito del deporte tanto profesional como amateur ha propiciado numerosos estudios que relacionan la importancia del entrenamiento del tronco para reducir la lesiones del hombro, demostrando que sobretodo en los deportes que cursan con gestos balísticos que afecten a los miembros superiores, un correcto equilibrio muscular del tronco conlleva la reducción en el índice de lesión sobre el hombro (73-77). La compensación muscular que se produce a nivel del tronco para atender a las exigencias biomecánicas del hombro y por ende a todo el miembro superior ha sido puesta en relieve por diversos autores (37,39,62,64,78-82).

Es por esto y por todo lo anteriormente expuesto que es correcto afirmar que al modificar las compensaciones que el tronco realiza durante los movimientos del miembro superior, se modificará la respuesta del mismo.

Este estudio analiza a través de diferentes variables, la influencia de permitir o no las compensaciones musculares del tronco sobre la rotación interna y externa del hombro.

DINAMOMETRÍA COMPUTARIZADA

Generalidades.

La evaluación correcta del rendimiento del músculo humano ha sido un objetivo frecuente de investigación en el campo del ejercicio y de los especialistas en rehabilitación durante decenios (25,71,83-92).

La capacidad del músculo humano para producir fuerza puede calcularse a partir de la contracción estática o de la contracción dinámica. La valoración isométrica (estática) determina la cantidad de tensión que puede generar un músculo frente a una resistencia desprovista de movimiento articular detectable (28).

La fuerza isotónica (dinámica), o aplicación de una fuerza sobre la totalidad o parte del campo cinético de una articulación, puede calcularse por medio de la contracción concéntrica (acortamiento) o de la contracción excéntrica (alargamiento) (29).

La evaluación de la fuerza isométrica al principio se llevaba a cabo por tensiometría de cable y dinamometría de agarre manual de contraelevación. El tensiómetro diseñado para medir la tensión de los cables de mando de las aeronaves, fué modificado y perfeccionado por Clark en 1948 para ser utilizado como medidor de la fuerza isométrica de los grupos musculares en el ser humano (93,94).

La fuerza isotónica por otro lado, puede ser medida dinámicamente gracias al uso de pesas, halteras y otros utensilios. La fuerza de un grupo muscular suele determinarse por la comprobación del peso máximo total que puede levantar un

sujeto dentro de los límites del campo cinético de una articulación, desde una repetición (1R) hasta 10 repeticiones (10R). Entre las limitaciones propias de estas pruebas de repeticiones R cabe destacar la imposibilidad de controlar por un lado la velocidad de la prueba y, por el otro la limitación que supone que un músculo sólo pueda sobrecargarse con el peso susceptible de ser levantado desde la parte más débil del campo cinético de la articulación (93).

Las técnicas instrumentadas tuvieron su cénit con el desarrollo del dinamómetro de Zander en 1904 y anteriormente con el dinamómetro de García Fraguas en 1897. La historia de los sistemas isocinéticos es relativamente reciente, ya que es en 1927 cuando Levyn y Gimán desarrollan el primer ergómetro isocinético. A finales de 1960, el concepto de ejercicio isocinético fue desarrollado por James Perrin y se convirtió en una revolución en el mundo de la rehabilitación y en los ejercicios de entrenamiento. Se trata de un ejercicio que incluye una velocidad dinámica preestablecida, con una resistencia que se acomoda completamente durante todo el recorrido articular (94).

Con el desarrollo de la curva fuerza/velocidad ideada por Hill en 1938 (figura 3) se fragua el verdadero inicio del método isocinético. Su introducción en Europa es a partir de 1970 y es en 1984 cuando en el Primer Seminario Internacional sobre la Revolución Isocinética Europea celebrado en Suiza, se establecen las bases fundamentales del método (95).

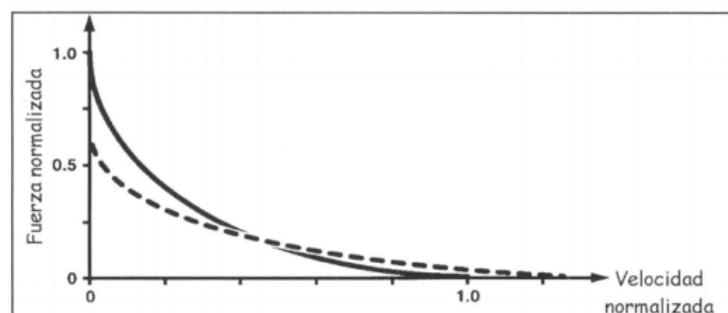


Figura 3: Curva fuerza-velocidad. En trazo continuo se muestra la curva de Hill; en discontinuo la curva que se obtiene experimentalmente. Fuente: Consejo Superior de Deportes.

Como ya se ha indicado, los sistemas de DC han sido denominados, quizá incorrectamente desde el principio, sistemas o métodos de isocinéticos o dinamómetros isocinéticos por ser capaces específicamente de poder desarrollar este tipo de contracción o ejercicio muscular además de otras modalidades. Son sistemas de valoración que utilizan la tecnología informática y robótica para obtener y procesar en datos cuantitativos la capacidad muscular.

Los “sistemas isocinéticos” (DC) actuales permiten evaluar las diferentes modalidades de ejercicio como el movimiento continuo pasivo, isométrico, isotónico e isocinético, tanto en modalidad concéntrica como excéntrica, en cadena cinética cerrada o abierta e incluso hoy en día se empieza a introducir por algunos fabricantes el denominado isocinético balístico. Con el registro de los datos de las fuerzas obtenidas a través de las pruebas que se ejecuten, se elaboran una serie de tablas y gráficos que correctamente interpretados permiten una objetiva y correcta valoración funcional de los grupos musculares estudiados (95).



Figura 4: Ejemplo de dinamómetro computarizado. Fuente: BTE Technologies.

Una de las ventajas importantes de los dinamómetros modernos es la posibilidad de objetivar, en una gráfica, las curvas de fuerza/arco de movimiento y relacionar los valores obtenidos en un momento dado, con los de otra extremidad, con una exploración anterior o comparando los de los grupos musculares antagonistas (31). Es importante tener en cuenta además que estos sistemas actuales de DC deben corregir de manera automática el efecto de la gravedad. Por lo tanto en los movimientos que se hacen a favor de la misma se resta su acción, oponiendo una resistencia equivalente al peso del segmento móvil y de los suplementos mecánicos a él unidos. En los movimientos que se hacen en contra de ella se “ayuda” corrigiendo la penalización que supone el desplazar la masa en contra de la gravedad (96-99).

Aunque existen dos tipos principales de sistemas isocinéticos, los pasivos y los activos, actualmente las numerosas casas comerciales que los fabrican lo hacen a partir de un diseño básico idéntico: una palanca mecánica rotadora u otro sistema más específico (como en el caso de la valoración de la función espinal) que adapta el momento torsional (torque) generado por la contracción muscular de tal manera que , el extremo (extremidad) distal, se mueve a lo largo del sector del ROM a una velocidad angular constante. El mecanismo que gobierna este movimiento puede ser bien hidráulico, bien eléctrico. A priori el momento impuesto sobre el brazo de palanca es transmitido al mecanismo hidráulico donde la fluidez del movimiento es captada por un sensor eléctrico el cual es controlable a través de un programa informático (*software*). Una vez superado el movimiento inicial, el índice obtenido dictamina la velocidad constante del brazo de movimiento en un movimiento retroalimentado de giro. Por último, un motor de paso completa la función (30).

El empleo de DC en la rehabilitación y el entrenamiento deportivo persigue objetivos muy similares como pueden ser el análisis, seguimiento y mejora progresiva de la fuerza, la potencia, la resistencia, la propiocepción y el ROM. La

diferencia entre ambas disciplinas como no puede ser de otra manera estribará habitualmente en los objetivos perseguidos por los clínicos o entrenadores. Será en la docencia y en la investigación donde se estudiarán a fondo las posibilidades que pueden ofrecer estos equipos o sistemas.

En el mundo de la medicina legal o de la valoración del daño corporal y de la llamada también en ocasiones rehabilitación industrial (100), la valoración a través de la cuantificación de la fuerza máxima y el ROM viene muchas veces supeditada a la capacidad de poder valorar si el individuo es capaz de reproducir en cada movimiento solicitado, el esfuerzo máximo voluntario (EMV). La consistencia y fiabilidad del EMV adquiere una gran importancia a la hora de identificar posibles exageraciones o alteraciones en el desarrollo del mismo. Es por esto que el ejercicio isocinético, por su carácter artificial dado que es imprescindible asociarlo a un equipo o sistema para poder llevarlo a cabo, se ha manifestado como un gran arma para valorar cuándo un individuo es o no capaz de reproducir un mismo ejercicio llevando a cabo un EMV. Esto en ocasiones se ha denominado también valoración de la “sinceridad de esfuerzo” .

Niemeyer y Jacobs en 1989 establecieron tres condicionantes que durante el examen del EMV ayudan a saber la calidad de la consistencia del esfuerzo realizado por un individuo (101):

1. Ante un procedimiento considerado fiable donde el posicionamiento del cuerpo, los ángulos individuales de las articulaciones y los músculos están cuidadosamente controlados, los individuos sometidos a una evaluación del EMV obtendrán gran fiabilidad en los resultados y baja variabilidad en las inmediatas repeticiones.
2. El individuo que está exagerando una discapacidad o disfunción consciente o inconscientemente no será capaz de dar el EMV durante la prueba.
3. La falta de EMV está asociado a un irreal o inconsciente rendimiento.

Actualmente en el ámbito de la investigación con DC también se intenta conseguir el máximo EMV con lo que se ha llamado el ánimo verbal o “*encouragement*”. Recientes estudios han demostrado que el énfasis producido por el mismo puede tener un impacto significativo en la focalización de la atención del individuo, así como sobre la calidad de su movimiento con importantes implicaciones en la metodología de aplicación de los diferentes sistemas de evaluación del rendimiento del músculo humano (102,103).

En el ámbito de la DC son varios los autores que han demostrado la significativa influencia del ánimo verbal sobre la mejora de la producción de fuerza máxima, de la ejecución del movimiento y de la coordinación de los grupos musculares agonistas y antagonistas (104-108).

Pero también la dinamometría isocinética presenta ciertas desventajas. Al compararla con otros métodos, la realización de una prueba isocinética es más cara y lenta. Además, algunos autores sostienen que los valores obtenidos con esta prueba no pueden correlacionarse significativamente con ejercicios funcionales, debido a que en el equipo isocinético se realizan movimientos sólo en planos puros y no combinados, como los que se utilizan en la vida diaria (109).

Fiabilidad de la dinamometría isocinética.

La fiabilidad se establece gracias a dos componentes: el de la medida de la herramienta en sí (fiabilidad del sistema o *system reliability*) y la repetitividad (estabilidad) de las medidas tomadas.

El primer componente ha sido referido en numerosos estudios (110-119) y se ha demostrado que es alto, al obtener un coeficiente de correlación test-retest superior a 0,95 (30). En cambio, la repetitividad es con mucho el componente más difícil de establecer. Hay un considerable número de variables que pueden afectar de manera independiente al momento muscular registrado en el equipo o sistema.

Entre ellas hay que contar con los factores dependientes del examinador como la estabilización del segmento, la posición del sujeto, la alineación de los ejes anatómicos de movimiento con los del dinamómetro, el plano de movimiento, el grupo muscular a examinar, el tipo de contracción, la marca del equipo de DC elegido, y el protocolo de evaluación. Los factores que dependen de los pacientes incluyen la fatigabilidad, habilidad para aprender, motivación, cooperación, y vulnerabilidad a la provocación del dolor (2).

Algunos de los factores dependientes del examinador merecen comentarios adicionales. Por ejemplo, la estabilización del segmento/os inmóvil/es que incluso en las simples valoraciones de rodilla, se tiende a pensar que es influyente. Así lo puso de relieve un estudio de Hart, D.L. en 1984 en el que comparó valoraciones de rodilla cinchando el tórax y el muslo con respecto a las realizadas sin estabilización alguna y comprobó que había diferencias significativas en los parámetros de fuerza entre ambos grupos (120).

El problema de la estabilización durante el uso de DC es crucial cuando se evalúan gran número de músculos y múltiples articulaciones orientadas en diferentes planos como es el caso del hombro, aunque su efecto sobre la variabilidad de los datos no está aún suficientemente analizado (30).

La posición de evaluación puede afectar en gran manera también a la fiabilidad de los datos. Un claro ejemplo son los numerosos estudios que se han realizado sobre el hombro (36,37,39,40,121,122). Alinear el eje anatómico con el mecánico en DC es otro factor que puede producir diferencias en los datos obtenidos. Como todos los dinamómetros son diseñados con un determinado eje, el movimiento del brazo mecánico difiere en ocasiones en gran medida del movimiento biológico (sobre todo en la valoración multiarticular como la del hombro). Mayhew y Rothsein en su artículo "*Measurement of muscle performance with Instruments*" (123) hicieron una

revisión de algunos aspectos de las mediciones efectuadas con DC y se preguntaron cuánto cambio es necesario en las mediciones de los momentos de fuerza para que los clínicos puedan afirmar que un paciente está más “débil” o “fuerte”. Es posible entonces tomar por ejemplo en el caso de la rodilla una diferencia bilateral del 10% como valor suficiente para dar comienzo a la “rehabilitación activa” (124). Aún así no es posible afirmar que exista un consenso internacional de estos valores para ninguna articulación, dejándose esta decisión en manos de la experiencia de los clínicos. Este estudio pretende mejorar el conocimiento sobre la estabilidad de las medidas repetidas tomadas con DC sobre la rotación del hombro.

PARÁMETROS MAS COMUNMENTE USADOS EN LA DINAMOMETRÍA COMPUTARIZADA

Fuerza muscular.

Por fuerza se entiende toda acción capaz de hacer cambiar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo, o producir deformaciones en él. La fuerza es una magnitud física que puede medirse y por lo tanto, permite establecer relaciones entre ella y otras magnitudes físicas. La unidad de medida de la fuerza en el sistema internacional de medidas es el Newton (N).

El Newton equivale aproximadamente a la fuerza que debemos ejercer para levantar del suelo un cuerpo de cien gramos (125). Con los sistemas de DC se obtendrán datos de fuerza media y máxima de los distintos ejercicios isométricos, isotónicos e isocinéticos realizados.

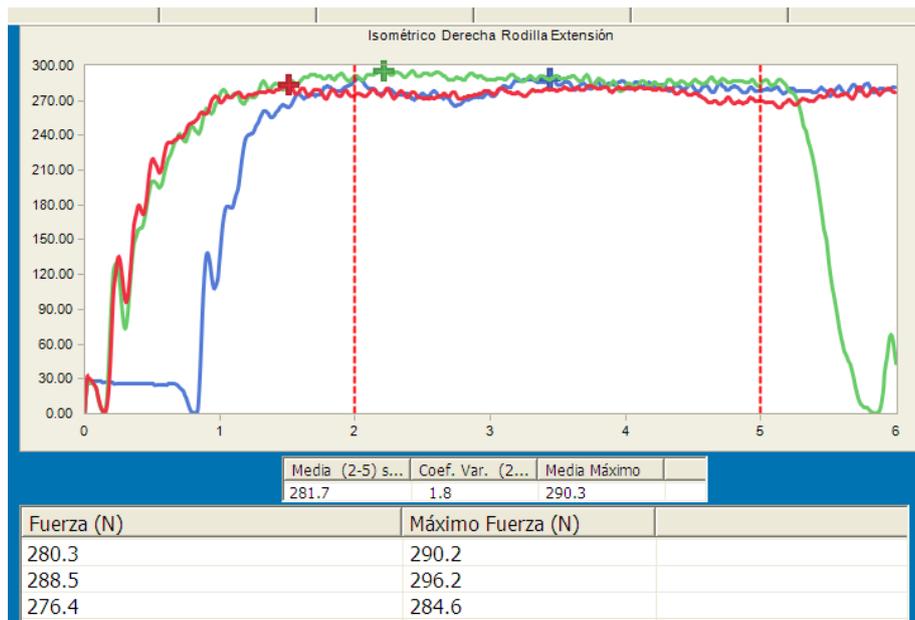


Figura 5: Ejemplo de gráfica de línea de datos de fuerza isométrica. Fuente: software Primus RS™.

Los tipos de fuerza más comunmente descritos para su análisis tanto en el mundo de la rehabilitación como en el deportivo son: la fuerza absoluta, máxima, fuerza velocidad, fuerza resistencia o resistencia a la fuerza.

El principio básico para conseguir un aumento de la fuerza es llevar al músculo a la sobrecarga, debiendo haber una progresión gradual en el aumento de la resistencia con relación al aumento de la fuerza y también una especificidad para que toda la resistencia recaiga sobre un determinado músculo o grupo muscular. En su valoración, la fuerza puede analizarse con respecto a otros parámetros como son: la longitud, la velocidad y el tiempo. El incremento de la fuerza de un músculo o grupo muscular con ejercicio isocinético conlleva ciertas ventajas y/o características diferenciadoras (126):

- La resistencia se adapta a la fuerza externa.
- La intensidad de la contracción es máxima en todo el recorrido.
- La velocidad de movimiento puede ser prefijada.
- Velocidad angular constante.

- Método de entrenamiento muy seguro.
- El sujeto no encuentra más resistencia de la que puede manejar.
- El ejercicio se acomoda al dolor.
- Posibilidad de retroalimentación o *feed-back* durante el ejercicio .
- Permite realizar valoraciones a distintas velocidades angulares.

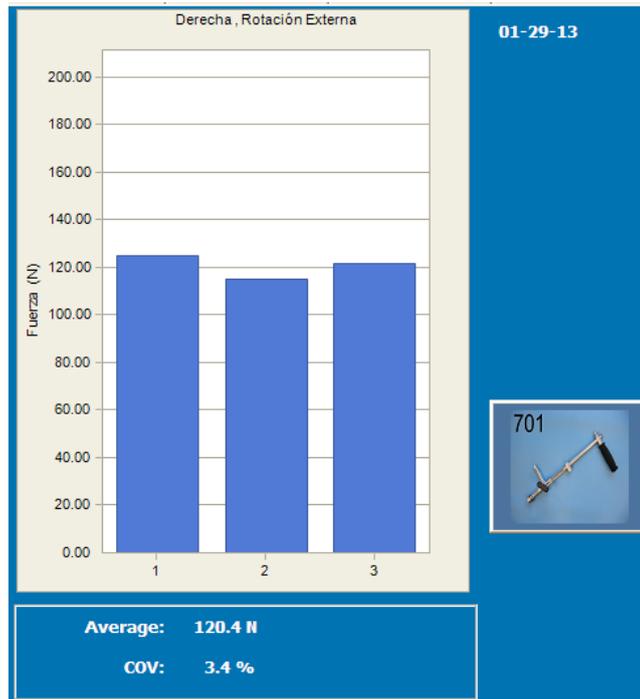


Figura 6: Ejemplo de gráfica de barras de datos de fuerza isométrica. Fuente: software Primus RS™.

Rango del movimiento.

Cuando se realiza una evaluación con DC el ROM se establece en función del protocolo que se utilice, lo que va a permitir estandarizar las medidas y poder realizar comparaciones así como progresar en la investigación y conocimientos. (28).

En el ámbito de la rehabilitación el ROM se establece en función de las posibilidades del paciente (previamente se realizará una medición de su rango útil) y de las limitaciones impuestas por el tratamiento médico o quirúrgico o por la propia patología subyacente (29).

Para la potenciación muscular en un deportista sano se seleccionará el recorrido según el déficit observado en una evaluación previa o bien se escogerá el ROM más específico para el grupo muscular que se quiera entrenar.

El ROM se establece a partir de una posición fija que se considera como el “grado cero” y a partir de ahí se determina la amplitud (96).

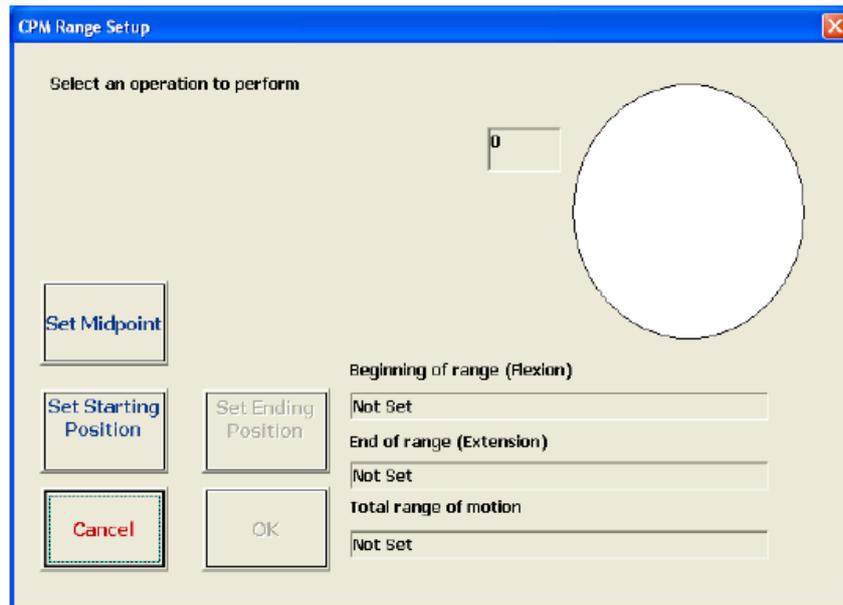


Figura 7: Ejemplo de regulación del ROM y el grado cero. Fuente: software Primus RS™.

Velocidad de trabajo.

En las evaluaciones o el ejercicio isocinético con DC se suelen utilizar varias velocidades: velocidades lentas (hasta 60°/seg), intermedias (90 ó 120°/seg) y rápidas (180-400°/seg), dependiendo de la articulación, grupo muscular, movimiento y protocolo específico (36,78,93,94,127,128).

En el ámbito de la rehabilitación se suele empezar por velocidades rápidas o intermedias que generan menos fuerza muscular y que permiten unos esfuerzos de menor duración. La intensidad del ejercicio se consigue disminuyendo la velocidad (se aumenta el tiempo de trabajo y el número de fibras musculares reclutadas).

Para la potenciación específica, la velocidad estará en función del objetivo a cumplir y si se busca fuerza explosiva (rápidas) o fuerza resistencia (lentas) (96).

En el año 2010 un estudio llevado a cabo en la Universidad Federal de San Carlos en Brasil tuvo como objetivo evaluar si en una población de estudiantes universitarios deportistas (atletas) divididos en dos grupos: con y sin dolor de hombro, podían alcanzar una velocidad preestablecida para la rotación externa e interna (RE y RI) del hombro y evaluar así la correlación entre torque y velocidad. Los participantes fueron evaluados sentados en una posición llamada 90/90 que posiciona al hombro a 90° de abducción y el codo a 90° de flexión. Los modos de contracción muscular que se analizaron fueron tanto el concéntrico como el excéntrico para ambas rotaciones a tres velocidades distintas: 90°/seg., 180°/seg. y 240°/seg. Entre otras conclusiones, se observó que la mayoría de los participantes en el estudio no consiguieron realizar completamente los test a velocidades altas (180°/seg y 240°/seg), particularmente cuando se trataba de hacer ejercicio excéntrico en RE. Se encontró una gran correlación entre velocidad y momento de fuerza (128). Por lo tanto, a la hora de ejercitar o evaluar la musculatura rotadora de hombro es importante tener en cuenta los límites de seguridad fisiológicos por lo que se deberían manejar con mucha precaución las contracciones excéntricas a velocidades altas, sobre todo en el caso de la RE.

Los primeros estudios que se llevaron a cabo con isocinéticos (94,129), ya indicaban que la velocidad deseada para ejecutar un determinado ejercicio, ocurría siempre inmediatamente tras un proceso de aceleración hasta llegar a la velocidad preestablecida. Estudios posteriores determinaron que tal ejercicio requiere la aceleración de la extremidad para “alcanzar” la velocidad del dinamómetro y que cierta cantidad de grados de movimiento de la articulación han de ir destinados a que esto ocurra (130-135). Cuanto más rápida sea la velocidad preestablecida, más

amplio debe ser el ROM necesario para que la extremidad cumpla el objetivo seleccionado (135).

También ha sido reportado el hecho de que una vez la extremidad ha alcanzado la velocidad preestablecida, sigue existiendo cierta aceleración antes de que entre en juego el control real de la velocidad por parte del aparato (134).

Aunque el término “isocinético” literalmente significa “movimiento uniforme”, la duración de la velocidad constante durante los ejercicios con DC, está relacionada íntimamente con la velocidad preestablecida. Las fases de aceleración, oscilación y deceleración, limitan el rango en el que efectivamente ocurre la velocidad constante (136). Un ejemplo de ello es un estudio llevado a cabo por Osternig y cols. en el que se reportó un descenso de la función isocinética respecto a la mayor velocidad parametrada en el dinamómetro. Observaron fases de aceleración y deceleración al principio y al final de la extensión de rodilla (0-120°) y revelaron que la velocidad tan solo era constante entre un 92% y un 16 % del total de movimiento con velocidades entre 50°/seg y 400°/seg respectivamente.

Lander y cols estudiaron las características de ejecución de un ejercicio isocinético e isotónico de “press de banca” a 27°/seg , 61°/seg, y a 100°/seg. El equipo investigador comprobó cómo el porcentaje de velocidad constante descendía a medida que se aumentaba la velocidad hasta el punto de constatar que sólo un 50% de los ejercicios se efectuaron a velocidad isocinética constante (131).

Momento torsional o torque.

Cuando se aplica una fuerza en algún punto de un cuerpo rígido, dicho cuerpo tiende a realizar un movimiento de rotación en torno a algún eje. Ahora bien, la propiedad de la fuerza aplicada para hacer girar al cuerpo se mide con una magnitud física que llamamos torque o momento de la fuerza.

Por lo tanto, se llama torque o momento de una fuerza a la capacidad de dicha fuerza para producir un giro o rotación alrededor de un punto y se mide en Newton por metro (Nm). En el caso específico de una fuerza que produce un giro o una rotación, muchos autores prefieren usar el nombre torque o momento torsional y no momento a secas, porque este último lo emplean para referirse al momento lineal de una fuerza (137).

Las unidades más empleadas en la valoración isocinética son las derivadas del momento torsional o torque, que se pueden expresar como el momento medio desarrollado en todo el ROM; el momento máximo alcanzado o “*peak torque*” (PT), y/o la posición angular del recorrido en que se ejerce el momento máximo, pudiéndose estudiar el momento en cada ángulo determinado y por lo tanto poderse obtener los momentos angulares específicos efectuados.

La morfología de las gráficas que representan las curvas de fuerza permiten detectar zonas débiles del recorrido articular, objetivar la aparición de puntos dolorosos, observar dónde aparece el PT y sospechar la simulación de una lesión ya que cada grupo muscular tiene una “curva tipo” para cada modalidad de ejercicio (concéntrico y excéntrico) (96).

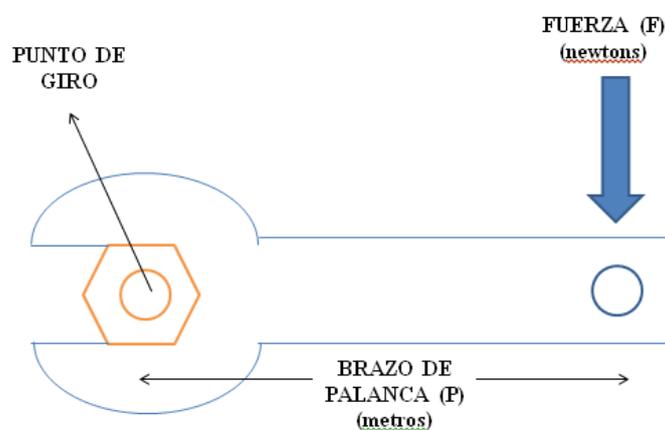


Figura 8: Componentes del torque. Fuente: elaboración propia.

Definir cual es la manera más adecuada de conseguir este dato medio es y ha sido objeto de mucha investigación. Sawing y cols. en 1982 investigaron el número de repeticiones requeridas para conseguir medidas estables y fiables durante evaluaciones isocinéticas a velocidades comprendidas entre 200° y 400° por segundo (g°/seg). Sugirieron que es necesario ejecutar cuatro repeticiones con EMV para conseguir datos fiables (25).

En cambio, Johnson and Siegel (1978) concluyeron que eran esencialmente necesarias tres repeticiones con un esfuerzo submáximo seguidas de otras tres con EMV para conseguir dicha estabilidad de medidas en un ejercicio de extensión de rodilla (118). Appen y Duncan en 1986 investigaron los músculos flexores y extensores de rodilla usando cinco repeticiones a esfuerzo submáximo seguidos de tres con EMV (88), pero Jenkins y cols. (1984) hablaron de cinco repeticiones con EMV recíprocas (p.ej. extensiones seguidas de flexiones) (138).

Al observar los valores de torque máximo, se puede apreciar que existe una relación inversa entre torque máximo y velocidad angular. De esta forma, podemos decir que el torque máximo de un grupo muscular evaluado disminuye en la medida que la velocidad angular aumenta. Por lo tanto, cuando se pretenda hacer un análisis profundo, será necesario conocer el comportamiento del torque en distintas velocidades, sin contentarse sólo con una velocidad (139).



Figura 9: Ejemplo de gráfico de líneas de momentos máximos isocinéticos. Fuente: software Primus RS™.

Ratio agonista – antagonista.

El ratio agonista-antagonista es un indicador de grado de equilibrio alrededor de una articulación (25). Los cocientes entre agonistas/antagonistas son frecuentemente usados en las valoraciones isocinéticas, pero para que los valores de referencia sean aplicables, se deben ajustar al tipo de contracción (concéntrica/excéntrica) y a la velocidad de ejecución, ya que en estudios recientes se ha observado que ambas situaciones influyen de forma distinta en el comportamiento de cada músculo (96).

Los momentos o fuerzas realizadas se pueden expresar de forma aislada o relacionando los grupos musculares antagonistas. De esta manera se obtienen los cocientes flexores/extensores de la cadera, rodilla, hombro o el cociente rotadores externos/rotadores internos del hombro, etc. Esta forma de expresar los resultados permite detectar posibles déficits de fuerza y desequilibrios musculares (140,141).

En el mundo de la rehabilitación se utiliza la comparación con valores de normalidad de los ratios agonista/antagonista para determinar la progresión de los pacientes hacia la curación o el alta médica. Los clínicos utilizan también datos de anormalidad como dato de factor potencial de etiología de lesión o inestabilidad en

una determinada articulación. En el caso del hombro respecto al ratio (RE/RI) existe un consenso general de considerar 3:2 (concéntrico) como medida aceptable para el plano frontal y sagital (140,142,143).

En el plano de la escápula se necesita todavía determinar dicho dato de normalidad (37,56).

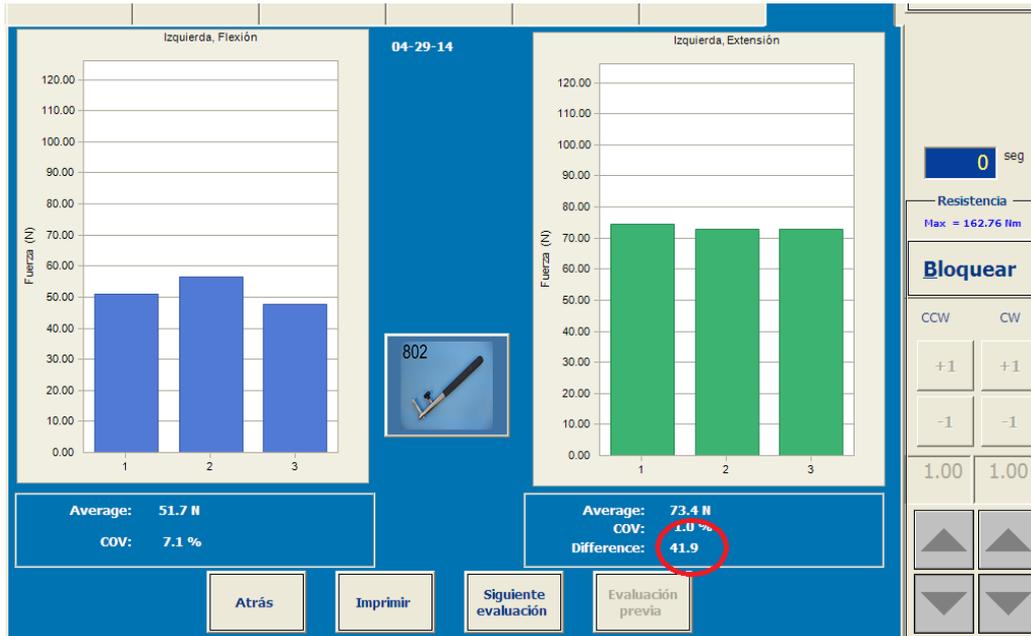


Figura 10: Ejemplo de gráfico de barras diferencia de ratio ag/at. Fuente: software Primus RS™.

Resistencia.

En inglés: “*muscular endurance*”. Es la habilidad que tiene la musculatura objeto de estudio de efectuar contracciones repetidas contra una resistencia preestablecida (25), ofreciendo por lo tanto información sobre la fatiga.

Baltzopoulos y cols. en 1988 definieron el índice de fatiga como el descenso del momento torsional máximo en relación al tiempo (contracciones repetidas durante 30 seg. con corrección de la gravedad incluida) (144).

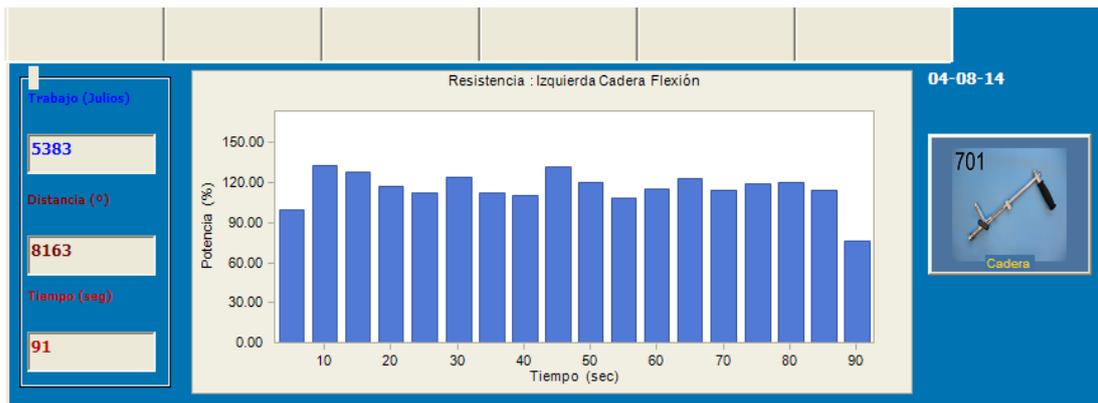


Figura 11: Ejemplo de gráfico de barras resistencia de flexión de cadera. Fuente: software Primus RS™.

Potencia.

El término potencia puede ser definido como la habilidad para ejercer una fuerza máxima durante el menor tiempo posible.

La capacidad de un individuo para llevar a cabo un ejercicio de alta intensidad y de corta duración, se conoce como capacidad, o amplitud anaeróbica. Aquellos ejercicios y deportes que se realizan a lo largo de un periodo de tiempo extendido (mayor de 3 minutos) tal como caminar, son considerados aeróbicos porque la vía metabólica principal para generación energética utiliza el oxígeno (oxidativa).

Por otro lado, los movimientos humanos que se ejecutan, a una alta intensidad y corto plazo (periodos de 0 a 3 minutos de duración), donde la generación de la fuerza que resulta de las contracciones musculares repetidas y se aproxima a una contracción muscular máxima, dependerán principalmente de los procesos anaeróbicos para la liberación de energía. Estos tipos de actividades musculares se consideran de tipo anaeróbicos (no oxidativos) es decir, sus fuentes de energía provienen de los sistemas de ATP-PCr (o fosfágenos) y la glucólisis anaeróbica (o sistema de ácido láctico) (145,146).

Por definición, la potencia (W, vatios) es el resultado de una fuerza aplicada a lo largo de un distancia durante un marco de tiempo (potencia = fuerza x distancia/tiempo).

En el ámbito del deporte al efectuar algunas pruebas que buscan evaluar la llamada potencia muscular explosiva no es posible cuantificar eficazmente las fuerzas que operan. Consecuentemente, en la mayoría de las pruebas de campo (carrera de velocidad de 50 yardas, la carrera de ida y vuelta, salto a lo largo sin carrera, lanzamiento de la pelota de softbol, entre otras), es imposible medir directamente la potencia mediante tales evaluaciones. Por otro lado, existen ciertas pruebas de laboratorio que permiten establecer la potencia máxima, o promedio, que genera el individuo evaluado. Algunas de estas evaluaciones son pruebas como subir escaleras (la prueba de potencia de Margaria-Kalamen), y pruebas de fuerza-velocidad con DC (147).

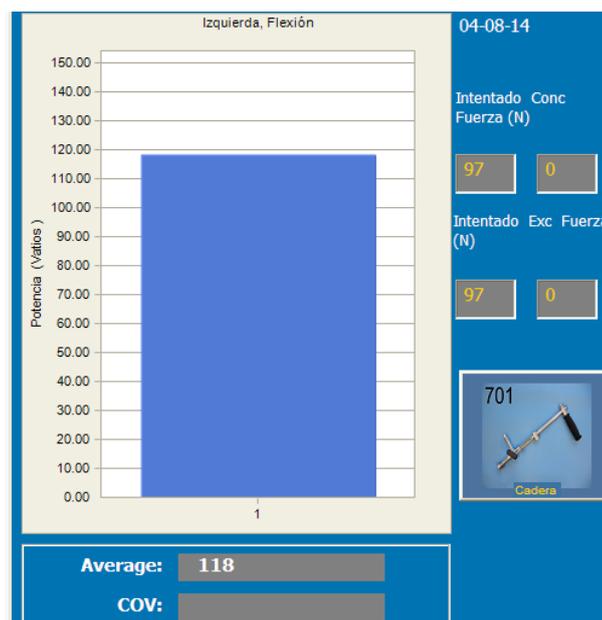


Figura 12: Ejemplo de gráfico de barra de potencia máxima isotónica. Fuente: software Primus RS™.

En el campo de la DC es usual asumir que la potencia es el trabajo producido por el tiempo empleado o la rapidez con que se realiza cierto trabajo (trabajo / tiempo). La potencia angular se calculará multiplicando el torque máximo por la velocidad angular. (89).

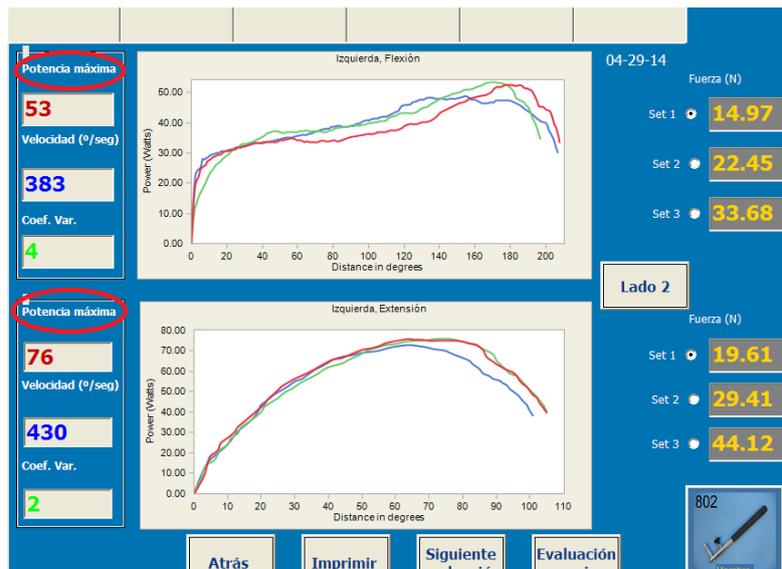


Figura 13: Ejemplo de gráfico de líneas de potencia máxima isocinético. Fuente: software Primus RS™.

Trabajo.

El trabajo es una de las formas de transmisión de energía entre los cuerpos. Para realizar un trabajo es preciso ejercer una fuerza sobre un cuerpo y que éste se desplace. El trabajo se mide en julios (J) (148).

Podríamos decir que el trabajo en DC es la “cantidad” de ejercicio producido durante la sesión. El trabajo es igual al producto de la fuerza por la distancia. Los sistemas de DC multiplican los datos de fuerza medidos en Newtons (N).

Por otro lado si atendemos a las gráficas que aportan los equipos de DC, el trabajo correspondería al área bajo la curva de torque isocinético. En este caso es importante tener en cuenta que el trabajo efectuado depende de la amplitud global del movimiento y del torque generado durante éste (139).



Figura 14: Ejemplo de gráfico de líneas de trabajo máximo isocinético. Fuente: software Primus RS™.

Coeficiente de variación.

Uno de los métodos más comúnmente utilizados en DC para asumir que los distintos valores recogidos tras un test isocinético, isométrico o de potencia son fiables, es el coeficiente de variación (CV).

Este coeficiente es definido como la desviación estándar (SD) de los valores de las mediciones llevadas a cabo, dividido entre la media de los mismos y multiplicado por 100, dado que se trata de un coeficiente expresado en porcentaje (149):

$$\frac{\text{DESVIACIÓN ESTANDAR}}{\text{MEDIA}} \times 100 = \text{CV}$$

Está basado en la asunción de que los valores de las mediciones repetidas en un corto espacio de tiempo con un máximo esfuerzo voluntario deben ser estables (150).

Existe actualmente mucho debate abierto por los investigadores sobre la utilidad real del CV a la hora de su uso como indicador de fiabilidad. Siendo un coeficiente que nos informa sobre la variabilidad de los datos, la pregunta que la comunidad científica se sigue hoy en día haciendo es qué porcentaje de variabilidad debería

ser considerado como límite para asumir una adecuada fiabilidad del EMV (100,101,149-153).

Un ejemplo es el artículo "*Testing consistency of effort*" publicado por Linda O. Niemeier (101) que expone un acuerdo tácito de muchos investigadores de proponer como límite de fiabilidad un CV que no exceda del 15%. Pero también se añade en éste artículo la precaución que habría que tener a la hora de conseguir valores fiables del EMV.

En el trabajo de Khalil y cols., se pone de manifiesto en los casos de lumbalgia, cómo ha de tratarse con mucha precaución el concepto de EMV dado que, en el transcurso de las evaluaciones con DC, los trabajadores o pacientes podrían referir dolor, o incluso lesionarse, por lo que hay que incluir en estos casos el concepto de "esfuerzo máximo voluntario aceptable" (154).

Es por esto que a la hora de fijar un porcentaje límite para poder afirmar que un sujeto ha efectuado su EMV hay que tener en cuenta si se trata de un sujeto sano o por el contrario sufre de algún tipo de patología.

De nuevo en un estudio con pacientes con problemas lumbares Harber y Soohoo establecieron un CV entre el 15% y el 18% para afirmar la validez del EMV de los sujetos evaluados (155).

En otro estudio publicado en la Revista Escandinava de Rehabilitación Médica se compararon tres grupos de pacientes. Uno formado por pacientes sanos, otro por pacientes con ligero dolor lumbar, y otro grupo con dolor lumbar crónico en los que se analizaron los datos del CV del peak torque tras efectuar determinados ejercicios isocinéticos de tronco. Los resultados sugieren que sólo aquellos CV inferiores a 10% serían indicativos de que los pacientes hacen su EMV (156).

Kannus y cols. evaluaron los flexores y extensores de rodilla a 20 hombres y mujeres sanos a los que analizaron entre otros datos el peak torque de fuerza isocinética y datos de potencia a 60°/seg. y a 240°/seg. Sus CV rondaron para los datos de potencia entre el 14% y el 29% y para los datos del torque entre el 16% y

el 29% (157). Podemos afirmar que en la literatura se refleja un porcentaje de corte de CV para poder distinguir entre EMV o un esfuerzo submáximo que está en torno entre un 5.1% y un 29% (115,158-161).

Leonar N. Matheson en su artículo "*How do you know that he tried his best*" aboga por ser muy cuidadoso a la hora de calcular la desviación estándar en la fórmula del CV y diferencia dos cálculos diferentes para la misma. Una cuando se trata de medidas poblacionales y otra cuando se trata de una serie de valores numéricos. Matheson afirma que de no hacerlo, los datos podrían no ser del todo correctos (150).

Por lo tanto, tras las conclusiones publicadas, podríamos resumir que cuando se utiliza el CV como porcentaje de fiabilidad del EMV tendremos que tener en cuenta las siguientes cuestiones:

- No es lo mismo hablar de un CV en ejercicio estático que dinámico.
- No se debe usar el mismo punto de corte de normalidad si se trata de sujetos sanos o afectados por alguna patología.
- Es un error utilizar el mismo CV a la hora de identificar el EMV en distintas zonas o segmentos del cuerpo.
- Los diferentes tipos de movimientos a evaluar (isocinético, concéntrico, excéntrico, isométrico,...) serán también un factor diferenciador a la hora de fijar un valor "límite" de CV para hablar de EMV.

Aun así, con todo lo anteriormente expuesto, independientemente de tener como objetivo en un estudio averiguar qué porcentaje de fiabilidad intrasesión aporta el CV existe también la posibilidad de, cómo es el caso del presente estudio, comparar los datos de variabilidad intersesión para concluir qué datos son los que

menos varían. Este estudio por lo tanto se aleja del objetivo de valorar un EMV y utiliza el CV como indicador de diferencias significativas entre dos grupos. Como medida de variabilidad de los datos, cuanto más próximo a cero se encuentre el CV, menor será la dispersión (relativa) y mejor la representatividad de la media aritmética (162).

En este caso el CV es por lo tanto una medida que se emplearía fundamentalmente para:

1. Comparar la variabilidad entre dos grupos de datos referidos a distintos sistemas de unidades de medida. Por ejemplo: kilogramos y centímetros.
2. Comparar la variabilidad entre dos grupos de datos obtenidos por dos o más personas distintas.
3. Comparar dos grupos de datos que tienen distinta media.
4. Determinar si cierta media es consistente con cierta varianza.

RIESGOS, CONTRAINDICACIONES Y PRECAUCIONES RELACIONADOS CON LA UTILIZACIÓN DE DINAMÓMETROS COMPUTARIZADOS

Las contraindicaciones para la realización de pruebas o evaluaciones con DC pueden estar ligadas a la patología articular que motiva la evaluación, o a una patología concomitante que puede ser agravada por el esfuerzo realizado por el paciente durante la medición. Algunas contraindicaciones deben ser evaluadas caso a caso, siempre en función de la sintomatología del paciente y de su gravedad. Según una publicación hecha por la *Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé* (ANAES) (163), las contraindicaciones para realizar un test isocinético se pueden clasificar en relativas y absolutas. Dentro de las relativas tenemos: dolor invalidante, hidrartrosis importante o recidivante, lesión reciente de ligamentos, epilepsia, lesión cutánea, incontinencia urinaria de esfuerzo,

evisceración, obesidad. En cuanto a las absolutas, encontramos: procesos patológicos evolutivos, fracturas no consolidadas, patología cardiovascular no controlada (angina, hipertensión arterial) con contraindicación total de esfuerzo. Se debe tener precaución, y supervisar en forma constante a una persona que presente: dolor, ROM severamente limitado, anemia, artritis reumatoidea o una intervención quirúrgica reciente (163).

Según las indicaciones del fabricante de un equipo de DC como es el PrimusRS™ utilizado en este estudio, se debería proceder siempre con un examen completo del paciente antes de proceder a desarrollar ejercicios con el equipo de DC. Las posibles contraindicaciones para realizar evaluaciones son (28):

- Cicatrización inestable del hueso o articulación.
- Dolor severo.
- Distensión de músculo/esguince severo.
- Heridas abiertas o escoceduras severas.
- Laceración profunda alrededor de la articulación.

LA EVALUACIÓN DE LA ROTACIÓN DEL HOMBRO CON DINAMOMETRÍA COMPUTARIZADA

La evaluación del hombro con DC suele hacerse en dos circunstancias diferentes: evaluación con hombros lesionados o sanos. En el caso de los hombros lesionados, la seguridad y el confort del paciente ha de ser la primera consideración. Por supuesto hasta que la evaluación con esfuerzo submáximo no es bien tolerada, no se deberían intentar evaluaciones con EMV. Normalmente se ha de esperar al menos un mes tras la intervención o el momento de la lesión (164), excepto en los casos de luxación en los que ha de esperarse mucho más tiempo debido al prolongado periodo de inmovilización requerido (165).

En todos los casos en los que se persiga un EMV por parte del evaluado, es conveniente efectuar un previo calentamiento de la musculatura antes de la

evaluación del hombro. Este calentamiento debería consistir en ejercicios isocinéticos con esfuerzo submáximo de la cintura escapular o ejercicios aeróbicos moderados de unos cinco minutos de duración para no fatigar la musculatura y alterar por ello los resultados posteriores (164).

Sobre la posición del individuo.

La posición idónea del individuo que va a ser sometido a una evaluación de la función rotadora de hombro con DC no está del todo consensuada (29). Las posiciones más frecuentemente utilizadas son:

1. De pie con el brazo ligeramente flexionado. Esta posición es conocida como bipedestación neutra o *standing/neutral*.
2. Sedestación con ligera flexión de hombro o *seated/neutral* o sentado con el hombro en diferentes posiciones (como p.ej. en el plano de la escápula).
3. Tumbado decúbito supino con caderas y rodillas bien flexionadas, bien extendidas y el hombro abducido a 90°.
4. Tumbado decúbito prono con el brazo colgando libre por debajo de la mesa o camilla de apoyo corporal.

Zeevi Dvir en 1995 señaló que a la hora de efectuar evaluaciones de hombro con DC sobre individuos en bipedestación no es requerida estabilización adicional puesto que los movimientos compensatorios del tronco hacen difícil la correcta alineación de los ejes de movimiento mecánicos con los ejes biológicos (29).

Los estudios publicados que han analizado los efectos de la postura durante las evaluaciones con DC de los músculos rotadores de hombro son numerosos (37,40,81,110,166-168). En la mayoría de ellos el protocolo de posicionamiento no queda bien especificado y la posibilidad o no de cinchar a los individuos a respaldos

o camillas u otros dispositivos para evitar las compensaciones musculares es elegida por los investigadores de una forma aparentemente arbitraria.

Por ejemplo, Otis JC y cols. analizaron los momentos máximos de fuerza (peak torque) de diferentes funciones del hombro testando las rotaciones en decúbito supino, con el hombro abducido 90° y el codo apoyado en la codera con forma de "v" del brazo de palanca. El antebrazo de los sujetos fue "estabilizado" con una cincha (169).

En 1985 Roy P. y cols. recogieron datos de momentos máximos de fuerza de la RE y de la RI de hombro de 12 estudiantes universitarias sin patología previa, generados en tres posiciones: en bipedestacion con 15° de abducción de hombro a lo que denominaron "posicion neutra", en sedestación con una flexión de 90° de hombro y codo y en decúbito supino con una abducción de hombro de 90° y una flexión de codo de otros 90°. En ninguna de las posiciones se usaron elementos para estabilizar o evitar las compensaciones musculares excepto en la posición de decúbito supino en el que se cincharon tronco y pelvis. Las participantes realizaron tres repeticiones de contracciones isocinéticas concéntricas a tres velocidades diferentes (60, 90 y 120°/seg respectivamente) para ambas rotaciones con su hombro dominante en cada una de las posiciones. Los resultados pusieron de manifiesto que aunque no hubo interacción entre velocidad y posición, los mayores datos de torque para la RI se consiguieron en la "posición neutra", mientras que fue en la posición de sedestación con 90° de flexión de hombro donde se consiguieron los mayores datos para la RE. La velocidad isocinética de 60°/seg resultó ser en la que se consiguieron los mayores valores de torque en la valoración de la RE. Sin embargo no se encontraron diferencias significativas en los momentos de fuerza registrados para la RI en las tres velocidades del estudio. (168).

La posición decúbito prono con 90° de abducción de hombro y de flexión de codo fue utilizada por Beach ML. y cols. para establecer una correlación entre dolor y

ejercicios de resistencia de los rotadores internos y externos de 32 nadadores universitarios. El estudio no especifica si se evitaron o no las compensaciones musculares (170).

Soderberg GJ. y Blaschak MJ en su estudio *Shoulder Internal and external rotation peak torque production through a velocity spectrum in different positions*, compararon en seis diferentes posiciones los datos del peak torque medio de la RI y RE con un dinamómetro marca Cibex®. Los ejercicios fueron realizados cinco veces a tres diferentes velocidades 60°/seg, 180°/seg y 300°/seg. Aleatorizaron tanto el orden de las posiciones como el de las evaluaciones sobre el brazo dominante de 20 hombres adultos sin patología de hombro. Respecto al posicionamiento, aseguraron solo el antebrazo de los participantes con una cincha, pero el tronco se estabilizó pidiendo tan sólo dos gestos: brazo apoyado en espalda y mirada al frente. Su hipótesis nula fue que no habría diferencias significativas en las medias obtenidas de peak torque de fuerza para ambas rotaciones en las diferentes posiciones y si las hubo, por lo que su estudio pone de manifiesto la gran influencia del posicionamiento en la valoración con DC isocinética para ambas rotaciones de hombro (122).

B.Forthomme y cols. en su estudio "*Isokinetic assessment of the shoulder rotators: a study of optimal test position*" (166), en contra de las conclusiones de otros investigadores, declinaban la opción de medir en sedestación por afirmar que es donde se obtiene peor reproductibilidad de los datos obtenidos para la RE y el mayor CV del ratio RE/RI. En sus conclusiones, destacan la recomendación de la posición decúbito supino con el hombro abducido en el plano frontal para mejor reproductibilidad de los datos recogidos tanto para la RE como de la RI de hombro. En cambio, si durante la ejecución de las diferentes pruebas aparecía dolor insistían en mantener la posición supina pero modificando la abducción del hombro a 45° puesto que sería en esta posición donde existiría una menor exigencia de carga en la articulación subacromial.

Pascal Edouard and cols. (110) llevaron a cabo una revisión sistemática cuyo objetivo principal fue establecer qué posicionamiento determinaba la mejor fiabilidad intersesión en la valoración de la fuerza isocinética de la RE y la RI a la vez que determinar qué variable aparecía como la más estable en esa fiabilidad intersesión. En su revisión se describe cómo en los estudios llevados a cabo en sedestación el cinchar o no a los pacientes aparecía sin ningún criterio específico. Tras aplicar los criterios de inclusión y exclusión a un total de 46 artículos recopilados entre octubre de 1966 hasta octubre del 2009, de los que al final quedaron 16, los autores de la revisión previenen de su baja calidad antes de destacar (entre otras) las siguientes conclusiones:

- La posición en sedestación con el hombro en el plano escapular ha demostrado ser la más fiable para el estudio de la RE y la RI.
- Que aunque dos de los estudios que pasaron el *checklist* de la revisión sistemática medían a los pacientes en bipedestación, al ser ésta la posición de más compensación no consideraron los resultados como relevantes.

Sobre la posición de la articulación.

Aunque B.Forthomme defendía la posición de supino y la medición en abducción en el plano frontal para evitar que los pacientes en riesgo de sufrir síndrome subacromial pudieran alterar los resultados de las mediciones obtenidas (166), otros autores defienden que el plano escapular ofrece una posición más confortable para hombros con patología siempre que se pretenda medir rotaciones. Esta colocación hace que el hombro se posicione de una manera en la que las presiones anatómicas descritas por Neer en un *impingement* (58) estén minimizadas dando lugar a una *“loose packed position”* (59).

Jhonston TB. en su artículo *“Movements of the shoulder joint.plea for use of plane of the scapula as plane of reference for movements occurring at humero-scapula”*,

reforzaba la idea de Neer concluyendo que en el plano escapular la parte inferior de la cápsula glenohumeral no sufría agresiones mecánicas (171).

Aun así, teniendo en cuenta que la valoración de la rotación de hombro implica siempre en todos los estudios cierto grado de abducción, Rathbun JB y cols. afirman que el sostenimiento del brazo con mínima abducción, produce disminución de la vascularización en el tendón del músculo supraespinoso (172) .

Tal y como se indicó con anterioridad, la colocación del húmero para medir las rotaciones en el plano de la escápula consiste en posicionar el brazo del sujeto a 30° de flexión en el plano sagital añadiendo 45° de abducción en el plano frontal siempre con respecto a la vertical (ver anexo 1).

Son muchos los autores que defienden o han comparado con otros posicionamientos la óptima funcionalidad del plano escapular. Un ejemplo es el estudio que llevó a cabo Whitcomb LJ. y cols. (173) en el que compararon esfuerzos máximos en abducción de hombro en el plano escapular a tres velocidades isocinéticas y se analizaron distintas variables de fuerza frente a las realizadas en el plano coronal. Sus resultados no fueron los esperados para la abducción, no consiguiendo hallar diferencias significativas.

En otro estudio llevado a cabo por Greenfield BH. y cols. (35) se comparó la fuerza desarrollada tanto de RE como de la RI en veinte adultos sanos a 60°/seg en tres posicionamientos distintos, siendo uno de ellos en el plano de la escápula. Su hipótesis de trabajo suponía que ésta última posición debería de dar resultados significativamente mejores que los otros dos posicionamientos (abducción de 45° y en el plano frontal). Su hipótesis nacía de los trabajos de Poppen NK, Walker PS y Jhonston TB (65,171). Todos los pacientes fueron medidos en bipedestación. Sus resultados destacaron la mayor fuerza producida por los RE en el plano de la escápula frente al plano frontal y como conclusión final afirmaron que la mejor forma de aumentar la fuerza rotacional de los hombros sanos es colocándolos en el plano de la escápula. Existen numerosos estudios que utilizan y/o avalan la

valoración de la fuerza rotacional del hombro en el plano escapular así como que es la mejor posición cinemática sobre todo para la abducción y la rotación de la articulación del hombro (26,35,47,51,52,57,65,166,167,171,174,175). Por ejemplo Hageman P. compara los datos del torque generados a dos velocidades isocinéticas distintas en dos diferentes posicionamientos del hombro (uno de ellos a 30° de flexión) siempre en sedestación y sólo cinchando el antebrazo (36). En cambio, Regis Radaelli y cols. hacen algo similar con 19 deportistas jóvenes también en sedestación pero esta vez sí que miden en una de ellas en el plano escapular cinchando y fijando el paciente a la silla (40).

Por lo tanto, es posible concluir que las ventajas de evaluar el hombro en el plano de la escápula incluyen una relación óptima de longitud/tensión de los rotadores y abductores humerales, una cápsula inferior gleno-humeral distendida, máxima congruencia entre la cabeza humeral y la glenoides y una posición más confortable en general durante las evaluaciones (38).

OBJETIVO DEL ESTUDIO

Analizar la variabilidad existente entre los valores del momento máximo de fuerza (*peak torque*) obtenido, tras hacer un test isocinético concéntrico/concéntrico (con/con) a 60º/seg, de la RE y la RI de hombro con un sistema de DC permitiendo o no las compensaciones musculares.

Objetivos específicos.

- Analizar la variabilidad existente entre los valores de potencia obtenidos tras hacer un ejercicio de fuerza vs. velocidad de rotadores internos y externos de hombro con un sistema de DC permitiendo o no las compensaciones musculares.
- Analizar la variabilidad existente entre los valores de fuerza obtenidos tras hacer un ejercicio isométrico de rotadores internos y externos de hombro con un sistema de DC permitiendo o no las compensaciones musculares.
- Valorar cambios en los resultados de las variables del estudio en función de los grupos de edad.
- Valorar cambios en los resultados de las variables del estudio en función del sexo de los sujetos de estudio.
- Valorar cambios en los resultados de las variables del estudio en función de las medidas antropométricas de los sujetos de estudio.
- Valorar cambios en los resultados de las variables del estudio en función de si la dominancia es derecha o izquierda.

HIPÓTESIS

Limitar o no las compensaciones musculares durante la ejecución de diferentes ejercicios con máximo esfuerzo en sujetos sanos utilizando el sistema de DC Primus RS™, ofrece diferente valor para la variable diferencia y el coeficiente de variación de las variables del estudio.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseño.

Estudio experimental controlado aleatorizado simple ciego, donde la persona encargada del análisis estadístico de los datos desconoce en todo momento a qué grupo pertenecen los participantes del mismo. Los sujetos de estudio se organizaron en dos grupos: uno en el que se controló el posicionamiento y otro en el que no se hizo.

La muestra se dividió balanceando los grupos por sexo para garantizar que ambos grupos tuvieran proporciones equilibradas de hombres y mujeres. Se utilizó la función estadística “aleatorio-entre” de Microsoft Excel® para asignar de forma aleatoria a los sujetos a los dos grupos de estudio: A (posicionamiento controlado) y B (posicionamiento no controlado)

Se ha respetado la declaración de Helsinki de investigación sobre seres humanos, y se ha entregado a cada sujeto del estudio, una hoja informativa en el que se explica la totalidad del procedimiento al que será sometido.

Tras haber sido aprobado el proyecto por la comisión de investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios adscrita a la universidad Pontificia Comillas, todos los participantes firmaron el correspondiente consentimiento informado (ver anexo 2).

Se contó con dos bases de datos para asegurar la codificación de los mismos: una con el nombre completo del paciente y un código asignado a cada uno de ellos (expresado del siguiente modo: "Hakim II-n"), a la que sólo ha tenido acceso el investigador principal, y otra segunda con el código de cada paciente y sus datos personales y clínicos.

Población y sujetos de estudio.

- Población general: Sujetos susceptibles de ser valorados con DC de la articulación del hombro.
- Población de estudio: Sujetos susceptibles de ser valorados con DC de la articulación del hombro y que trabajen, colaboren o estudien en la EUEF San Juan de Dios.

De la población descrita, se reclutó a los participantes a través de la colocación de un póster en los tabloneros de anuncio de la EUEF San Juan de Dios, con el fin de que las personas interesadas en colaborar en el estudio, se pusieran en contacto con el equipo investigador.

Se obtuvo la muestra necesaria para el estudio mediante muestreo no probabilístico. Para un mayor control de sesgos y confusores se definieron los siguientes criterios de inclusión y de exclusión al estudio.

Criterios de inclusión y exclusión.

Criterios de inclusión:

- No referir dolor o patología del hombro dominante en el momento del estudio.
- Hombres y mujeres adultos sin historial de patología previa en hombro.

Criterios de exclusión:

- Poseer fractura o cicatriz inestable del hueso o la articulación del hombro.
- Referir algún tipo de dolor en hombro.
- Llevar marcapasos o ser hipertenso.
- En general cualquier contraindicación de la cinesiterapia pasiva, activa o resistida.
- Alteraciones sistémicas que no permitan la realización de actividades de esfuerzo.
- Trombosis o hemorragias activas.
- Epilépticos no controlados y síndromes coreicos.
- Personas que puedan propagar algún tipo de infección debido a la patología que sufren.
- Enfermedades agudas con fiebre o estados febriles y/o de debilidad extrema.
- Incapacidad para entender el movimiento a realizar.

Tamaño muestral.

Se ha realizado el cálculo del tamaño muestral para un contraste de hipótesis bilateral de comparación de medias. Para ello se han utilizado los datos de un estudio piloto previo realizado con 60 sujetos voluntarios sanos (ver anexo 3).

La magnitud de la diferencia a detectar que se ha utilizado es de 97.41% y la SD es 53.43% calculadas a partir de los CV de la variable principal del estudio piloto. El poder estadístico fue del 80% (el mismo elegido en estudios previos) y el nivel de seguridad del 95% que es el habitual. Se asumió un 10% de posibles pérdidas.

El cálculo muestral final dio como resultado para el estudio un total de 70 sujetos por grupo, es decir 140 sujetos.

Variables del estudio.

Principales:

- Peak torque (momento máximo de fuerza): variable dependiente cuantitativa continua expresada en newtons/metro (Nm). Se obtuvieron datos de fuerza mediante un test isocinético concéntrico/concéntrico (con/con) de la RE y la RI a 60°/seg. Cada sujeto realizó 6 repeticiones del lado dominante con un EMV provocado por un estímulo verbal estandarizado. Se tomó como dato para el contraste de la hipótesis el pico de fuerza máximo efectuado en las 6 repeticiones para cada rotación expresado en newtons (N). Como el resultado de la evaluación en el equipo del Primus RS™ viene expresado en newtons (N) ha sido necesario multiplicar dicho valor por la longitud del brazo de palanca para obtener medidas del *peak torque* expresado en newtons/metro (Nm).
- Fuerza máxima isométrica: Variable dependiente cuantitativa continua expresada en newtons (N). Se tomó como dato para el contraste de la hipótesis, la media de 3 repeticiones con un EMV provocado por un estímulo verbal estandarizado tanto de la RE como de la RI del hombro dominante. Además los datos han sido representados a través del software del equipo para cada momento observacional mediante un gráfico de barras. Se utilizaron los datos de fuerza máxima media obtenidos en este test para la configuración del test de fuerza vs. velocidad que posibilita conocer los valores de potencia máxima.
- Potencia máxima: Variable dependiente cuantitativa continua expresada en vatios (W) mediante un test de fuerza vs. velocidad. Se realizó usando como resistencia el 56.25% de los datos de fuerza máxima obtenidos en el test isométrico para cada rotación. Se tomó como dato para el contraste de la hipótesis la media de

3 repeticiones con un EMV provocado por un estímulo verbal estandarizado tanto de la RE como de la RI del hombro dominante.

Variables independientes:

- Sexo: variable categórica nominal. Categorías : hombre mujer.
- Edad: variable cuantitativa discreta. Medida en años.
- Peso: variable cuantitativa discreta. Medida en Kg.
- Talla. variable cuantitativa continua. Medida en cm.
- Dominancia: variable categórica nominal. Categorías: derecha-izquierda.
- Índice de masa corporal: variable cuantitativa continua. Categorías: $IMC > 25$ e $IMC \leq 25$.

Hipótesis operativa.

Se formula la hipótesis operativa de forma general siendo de aplicación para cada una de las variables dependientes del estudio.

H0: No existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos posicionamientos para la variable diferencia y el coeficiente de variación de las variables descritas en el estudio. Las diferencias existentes se deben al azar.

H1: Existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos posicionamientos para la variable diferencia y el coeficiente de variación de las variables descritas en el estudio.

Para el resto de objetivos planteados se formula la hipótesis operativa de forma general siendo de aplicación para cada una de las variables independientes del estudio.

H0: Las variables independientes no influyen en los resultados del estudio.

H1: Las variables independientes influyen en los resultados del estudio.

Recogida y análisis de datos.

Los datos personales de los sujetos de estudio han sido manejados sólo por los integrantes del equipo investigador encargados de la toma de datos y de las mediciones antropométricas (talla, peso, edad) en un mismo documento creado específicamente para tal efecto (ver anexo 4). El acceso a dichos datos ha sido restringido a toda aquella persona perteneciente al equipo investigador. Los datos de las distintas variables se han registrado en el software del equipo Primus RS™. El análisis estadístico de los datos se llevó a cabo con el programa SPSS® v. 21. Se realizó un análisis descriptivo de cada una de las variables tanto dependientes como independientes para el total de individuos y para cada uno de los grupos. Estos datos se muestran en forma de tabla (tabla de datos basales) y figuras, analizando frecuencias absolutas y relativas para las variables cualitativas, y "...y estimadores centrales y de dispersión para variables cuantitativas.

Antes de contrastar las hipótesis de este estudio, se utilizaron los test correspondientes que permiten elegir entre pruebas paramétricas y no paramétricas. Se utilizó la prueba de Kolmogórov-Smirnov para comprobar la normalidad en la distribución de las variables de estudio con un nivel de seguridad del 95%.

Para el contraste de hipótesis se creó una nueva variable que es la diferencia (en valor absoluto) entre la medición del primer y segundo día de cada uno de los valores recogidos. Se contrastó la media de la variable diferencias entre los dos grupos evaluados.

Intervención.

El dinamómetro Primus RS™ es un sistema desarrollado por la compañía BTE™. Se trata de un equipo de DC que permite testar, rehabilitar y entrenar tanto los miembros superiores e inferiores como el tronco. Este sistema es capaz de obtener datos objetivos de la cinemática y cinética de numerosos gestos articulares. Cada movimiento o ejercicio es grabado y registrado a lo largo del progreso tanto de los tratamientos como de los entrenamientos a los que se someta al aparato locomotor. El Primus RS™ permite elaborar informes basados en datos objetivos recogidos a través de la ejecución de diferentes test de fuerza, potencia y resistencia entre otros (32) (ver anexo 5).

• Protocolo de calentamiento.

Tras aplicar el correspondiente protocolo de posicionamiento que se describe en este estudio para cada grupo todos los sujetos realizaron ejercicios de rotación interna y externa del hombro dominante con un esfuerzo submáximo previo a la realización del test con la finalidad de conseguir el ensayo del ejercicio isocinético, un calentamiento muscular y la familiarización con el *modus operandi* de las evaluaciones en general.

El protocolo de calentamiento consistió en efectuar:

- 10 Repeticiones submáximas haciendo un ejercicio isocinético concéntrico (con/con) de rotadores internos y externos de hombro a una velocidad de 180°/s.
- El calentamiento se efectuó siempre previo a las evaluaciones de los días 1 y 2 de la fase 1 en cada grupo de sujetos.

A continuación se llevaron a cabo independientemente del grupo perteneciente las tres evaluaciones siguientes sobre el hombro dominante.

• Evaluación isométrica

Tras posicionar el brazo de palanca en una posición paralela al suelo usando un inclinómetro (modelo w50178-1005901 de la marca 3bscientific ©) se registró en el sistema la posición neutra entre la RE y la RI. El sujeto efectuó tres contracciones isométricas primero en RI y después tras un periodo de reposo de 40 s. RE, ambas con un EMV provocado por un estímulo verbal estandarizado. El tiempo de reposo entre series fue preestablecido en el software del equipo Primus RS™ con una duración de 10 s. Los datos resultantes del test quedaron grabados en el *software* del equipo de donde fueron extraídos con posterioridad para su análisis estadístico.

• Evaluación isocinética.

Para llevar a cabo la evaluación isocinética con el sistema Primus RS™ se estableció primero el rango de movimiento (ROM) y la posición neutra RE-RI tal y como indica el fabricante del Primus RS™. El ROM se estableció según criterios de comodidad por parte del sujeto para ambas rotaciones y se mantuvo fijo para la siguiente medición. Una vez establecido, el paciente efectuó seis repeticiones isocinéticas concéntricas (con/con) tanto para la RI como RE con un EMV provocado por un estímulo verbal estandarizado y sin descanso entre ellas. Los datos resultantes del test quedaron grabados en el software del equipo de donde fueron extraídos con posterioridad para su análisis estadístico.

• Evaluación de la potencia: test del fuerza vs. velocidad.

Tras orientar el brazo de palanca en una posición paralela al suelo usando un inclinómetro (modelo w50178-1005901 de la marca 3bscientific ©) se registró en el sistema la posición neutra entre la RE y la RI. A partir de ahí se pidió al paciente

una RI lo más rápida posible provocada por un estímulo verbal estandarizado y así hasta realizar tres repeticiones con un descanso entre ellas de 10 s. Tras 40 s de reposo se procedió a actuar de la misma forma para la rotación contraria. Los datos resultantes del test quedaron grabados en el software del equipo de donde fueron extraídos con posterioridad para su análisis estadístico.

Entre un test y otro el sujeto tuvo siempre un tiempo de descanso de 40 s. ya que estudios previos demuestran que para una recuperación completa del individuo a la hora de obtener valores de *peak torque* es necesario dejar pasar ese tiempo (31).

Independientemente del grupo al que fueran incluidos, todos los individuos se sometieron en dos ocasiones a tres diferentes evaluaciones con el Primus RS™, con una diferencia de siete días entre la primera evaluación y la segunda.

• **Protocolo de posicionamiento controlado (grupo A).**

El sujeto de estudio se colocará en sedestación en la silla del sistema Primus RS™. Se anotarán los datos del posicionamiento: inclinación del respaldo, longitud en centímetros (cm) del brazo de palanca y la altura de la torre del dinamómetro para asegurar la misma colocación en la siguiente medición (ver anexo 6). El tronco del sujeto quedará fijado con una cincha al respaldo del asiento a nivel torácico. El otro miembro superior quedará apoyado en el regazo y se pedirá al sujeto que mire siempre de frente.

El eje de rotación de la articulación se colocará alineado con el eje del dinamómetro, el hombro se orientará en el plano escapular (30° de flexión con 45° de abducción de hombro). Para colocar los parámetros del plano escapular se utilizará un goniómetro y un inclinómetro (ver anexo 6).

• **Protocolo de posicionamiento no controlado (grupo B).**

El sujeto de estudio se colocará en bipedestación con el hombro orientado en el plano escapular establecido con un goniómetro y un inclinómetro. Para asegurar la repetitividad del posicionamiento se harán marcas en el suelo dibujando la silueta del retropié. Cada marca irá codificada con el número clave del participante en el estudio además de por un color determinado que quedará registrado por el investigador en la documentación del estudio (ver anexo 7). A todos los sujetos pertenecientes a este grupo se les advertirá de la importancia de acudir a la siguiente cita con el mismo calzado.

Tanto el estudio experimental piloto como el estudio experimental final se ejecutaron en dos fases tal y como muestra la tabla:

		GRUPO A: POSICIONAMIENTO CONTROLADO	GRUPO B: POSICIONAMIENTO NO CONTROLADO
FASE 1	DIA 1	Medición, de las variables isométricas, isotónicas e isocinéticas.	Medición, de las variables isométricas, isotónicas e isocinéticas.
	DIA 2	Se realizará a los SIETE DÍAS del Día 1. Medición de las variables isométricas, isotónicas e isocinéticas.	Se realizará a los SIETE DÍAS del Día 1. Medición de las variables isométricas, isotónicas e isocinéticas.
FASE 2	Análisis de datos y redacción.		

Tabla 1: Fases de ejecución del estudio.

• **Calibración.**

Antes de cada evaluación el sistema Primus RS™ fue siempre calibrado siguiendo las instrucciones aportadas por el fabricante. El informe de registro queda almacenado en el software del propio Primus RS™ (Ver anexo 8).

- **Lugar de realización del estudio.**

Unidad de investigación clínica en biomecánica y fisioterapia ubicada en las instalaciones de la Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia (E.U.E.F) de San Juan de Dios, Universidad Pontificia Comillas, en Ciempozuelos, Madrid.

RESULTADOS

La muestra se compuso finalmente por 140 sujetos estratificados por sexo y divididos aleatoriamente en dos grupos iguales. No hubo exclusiones, ni pérdidas, ni abandonos de sujetos a los largo del estudio (figura 15).

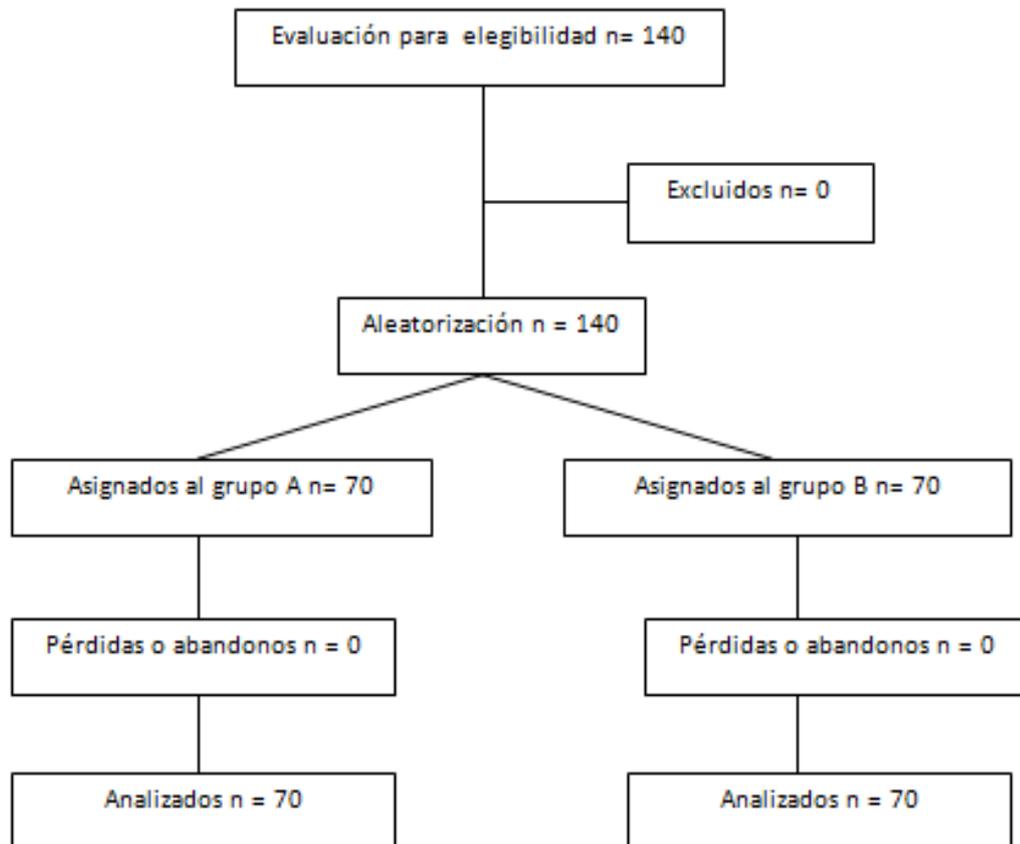


Figura 15: Diagrama de flujo de la progresión de los sujetos. Fuente: Elaboración propia.

ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LOS DATOS

Análisis descriptivo de las características basales de la muestra.

Se compararon las características basales de ambos grupos para descartar sesgos introducidos por estas. Tras analizar las características basales, se comprueba que solo existe diferencia estadísticamente significativa al comparar la edad entre los grupos de estudio (tabla 2).

Para comprobar si dicha diferencia afecta a los resultados obtenidos, en el apartado de inferencia estadística de este estudio se llevará a cabo un análisis de edad por grupo, dividiendo a los sujetos en dos categorías con el punto de corte en 30 años.

VARIABLE	GRUPO A	GRUPO B	P VALOR	SIGNIFICACION
Edad	26.86(SD7.5)	31.37 (SD 12.83)	0.012	Existen diferencias significativas entre ambos grupos.
Sexo femenino, n (%)	43 (61.42)	43 (61.42)	1	No existen diferencias significativas entre ambos grupos.
Dominancia derecha, n (%)	60 (85.71)	67 (95.7)	0.077	No existen diferencias significativas entre ambos grupos.
Peso	66.34 (SD 13.48)	66.74 (SD 11.15)	0.849	No existen diferencias significativas entre ambos grupos.
Altura	171(SD 9.65)	168.32 (SD 8,01)	0.077	No existen diferencias significativas entre ambos grupos.
IMC	22.56 (SD 3.5)	23.45 (SD 2.9)	0.99	No existen diferencias significativas entre ambos grupos.

Tabla 2: Comparación de datos basales entre los grupos del estudio.

La mayoría de los individuos del estudio tuvieron edades comprendidas entre los 24 y los 35 años. La edad media de los sujetos fue de 29.11 (SD 10.7), (figura 16).

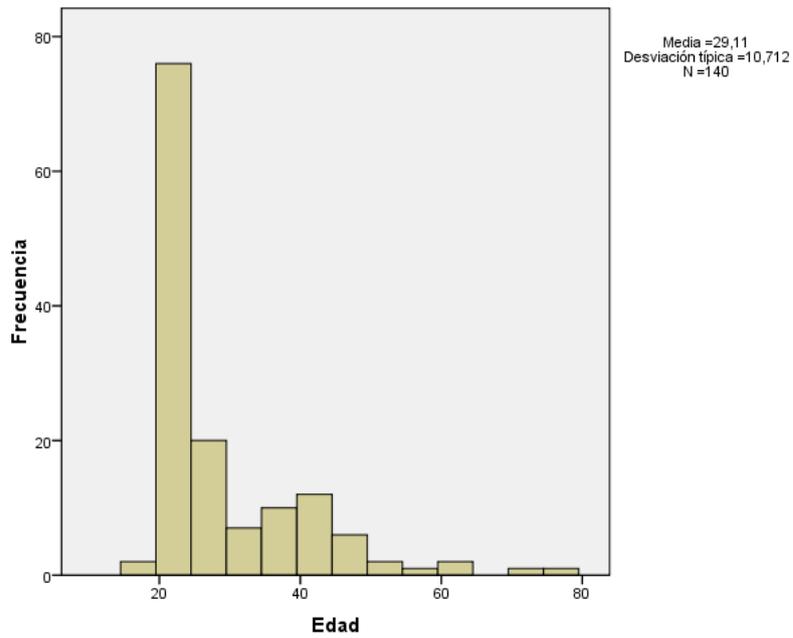


Figura 16: Distribución de la edad en la muestra poblacional.

En cuanto a la distribución de la edad en cada grupo existe gran dispersión de los valores con una desviación típica (SD) de 7.5 y 12.4 en los grupos A y B respectivamente, así como la presencia de valores atípicos en ambos, siendo en el grupo B donde se da la mayor dispersión de los datos con valores que llegan incluso hasta los 70 años (figura 17).

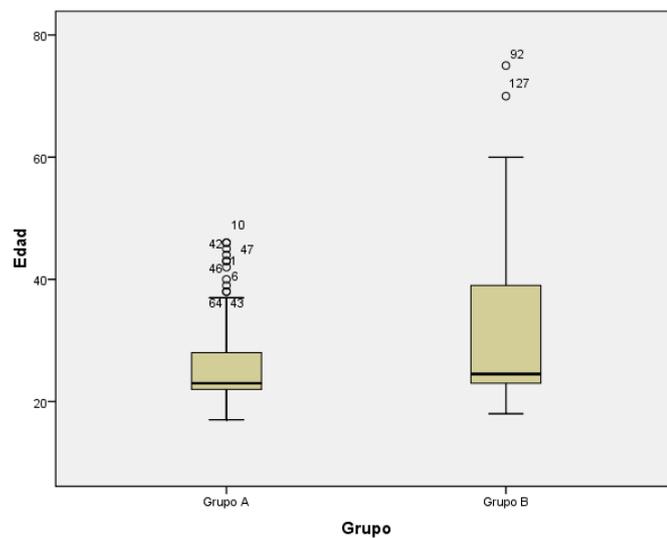


Figura 17: Diagrama de cajas de la distribución de la edad dentro de cada grupo.

Al estratificar la muestra por sexo resultó un total de 43(62.1%) y 27 (37.9%) hombres en cada grupo (tabla 2 y figura 18). Para comprobar si esta diferencia de proporciones pudiera afectar a los resultados obtenidos en las variables dependientes, en el apartado de inferencia estadística de este estudio se llevará a cabo un análisis dividiendo a los sujetos en categorías de género.

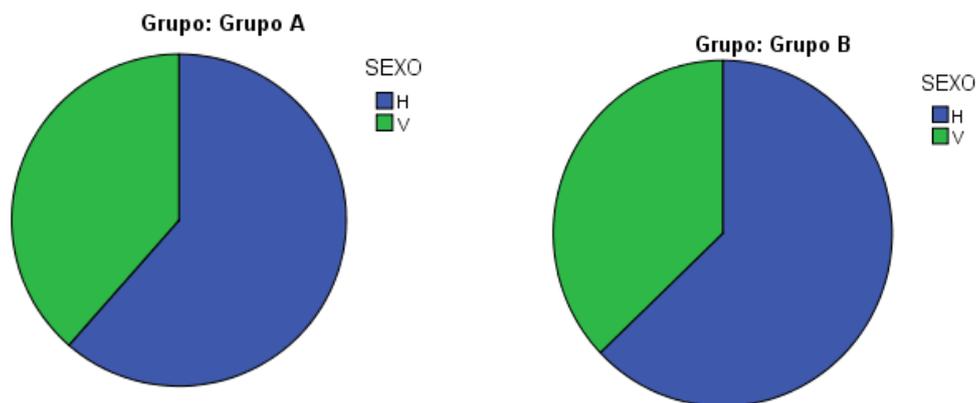


Figura 18: Distribución del género dentro de cada grupo.

Según recoge la tabla 2, existen diferencias significativas entre los grupos en cuanto a la distribución de la dominancia. Dado que en ambos grupos la mayoría de los sujetos fueron diestros, en el apartado de estadística inferencial se desestima realizar el análisis de la influencia de la dominancia sobre los resultados obtenidos en las variables dependientes.

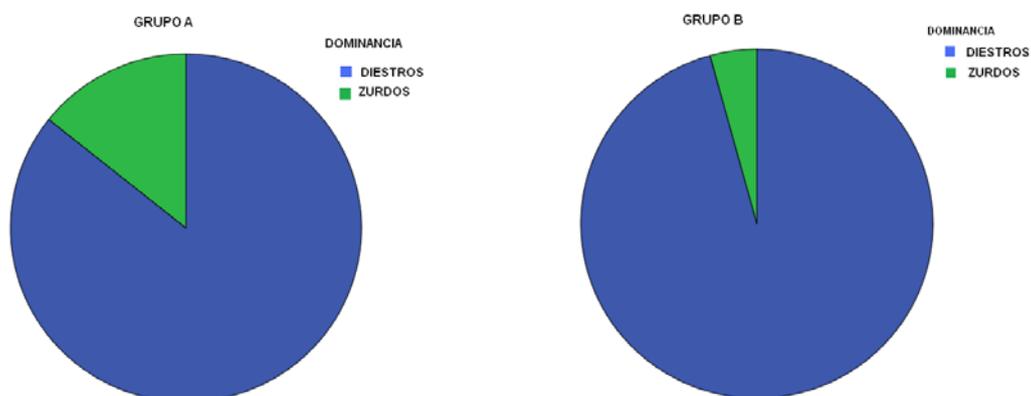


Figura 19: Distribución de la dominancia dentro de cada grupo.

Respecto a los valores medios de las variables altura y peso así como índice de masa corporal (IMC) tal y como muestra la tabla 2, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. Para comprobar si las diferentes medidas antropométricas de los sujetos de estudio pudieran afectar a los resultados obtenidos, en el apartado de inferencia estadística de este estudio se lleva a cabo un análisis recodificando la variable IMC en dos categorías ($IMC > 25$ e $IMC \leq 25$).

Análisis descriptivo de la distribución de los valores del cv de la rotación interna isométrica (CVisom_RI) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

	A		B	
	CVisom_RI DIA 1	CVisom_RI DIA 2	CVisom_RI DIA 1	CVisom_RI DIA 2
Media	4.829	3.909	4.124	4.619
Error típico	0.290	0.299	0.345	0.300
Mediana	4.3	3.2	3.9	4.1
Desviación estándar	2.424	2.501	2.887	2.511
Varianza de la muestra	5.877	6.253	8.337	6.303
Rango	9.2	12	16.7	10.4
Mínimo	1.1	0.5	0.2	0.6
Máximo	10.3	12.5	16.9	11

Tabla 3: Distribución de los valores del CV de la rotación interna isométrica (CVisom_RI) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

Tal y como se aprecia en la tabla 3 y en las figuras 20 y 21 existe poca diferencia tanto en los valores de las medias como de las desviaciones típicas del CVisom_RI entre ambos grupos en los días 1 y 2 de medición, siendo el valor medio más bajo 3.9 (SD 2.5) para el CVisom_RI del día 2 del grupo A y el más alto 4.8 (SD 2.42) para el CVisom_RI del día 1 también del grupo A.

Aunque se observa en general gran dispersión de los datos en las cuatro variables, la mayor dispersión corresponde al CVisom_RI del día 1 del grupo B. A su vez esta variable, junto con la CVisom_RI del día 1 en el grupo A, presentan valores atípicos o *outliers*.

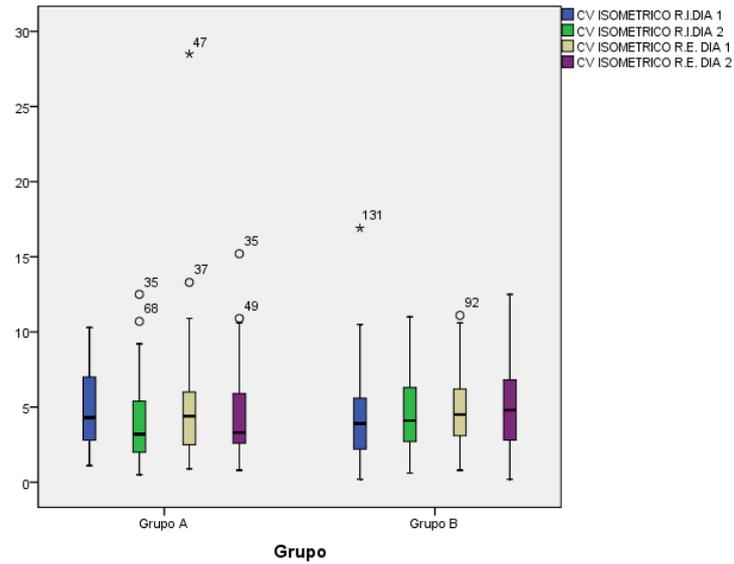


Figura 20: Diagrama de cajas sobre la distribución de los datos del CV de ambas rotaciones isométricas en ambos grupos en los días 1 y 2.

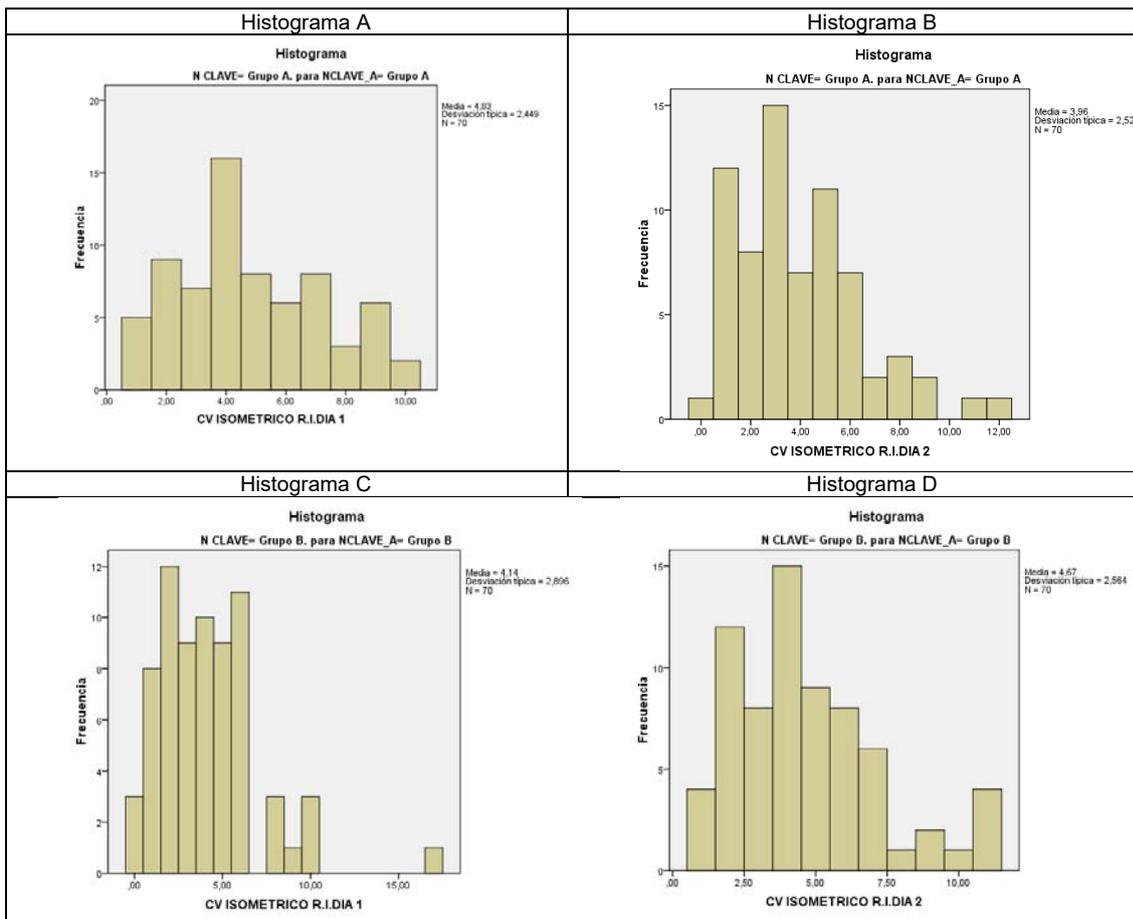


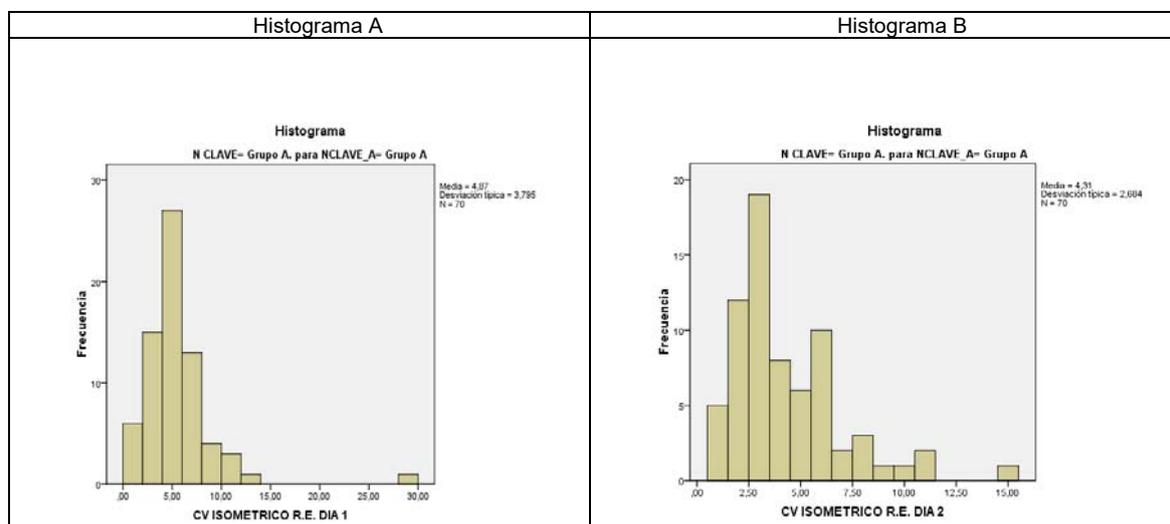
Figura 21: Histograma A: distribución de los valores del CVIsom_RI del grupo A-día 1. Histograma B: distribución de los valores del CVIsom_RI del grupo A-día 2. Histograma C: distribución de los valores del CVIsom_RI del grupo B-día 1. Histograma D: distribución de los valores del CVIsom_RI del grupo B-día 2.

Análisis descriptivo de la distribución del cv de la rotación externa isométrica (CVisom_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

	GRUPO A		GRUPO B	
	CVisom_RE DIA 1	CVisom_RE DIA 2	CVisom_RE DIA 1	CVisom_RE DIA 2
Media	4.887	4.307	4.664	5.107
Error típico	0.455	0.322	0.294	0.350
Mediana	4.4	3.3	4.5	4.8
Desviación estándar	3.808	2.695	2.458	2.926
Varianza de la muestra	14.503	7.262	6.041	8.559
Rango	27.6	14.4	10.3	12.3
Mínimo	0.9	0.8	0.8	0.2
Máximo	28.5	15.2	11.1	12.5

Tabla 4: Distribución de los valores del CV de la rotación externa isométrica (CVisom_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

Existe poca diferencia entre los valores de las medias así como de las desviaciones típicas observadas del CVisom_RE en ambos días de observación y en ambos grupos, siendo el valor medio más bajo 4.3 (SD 2.7) para el CVisom_RE del día 2 del grupo A y el más alto 5.1 (SD 2.3), para también el CVisom_RE del día 2, del grupo B (tabla 4). Aunque se observa gran dispersión de los valores en las cuatro variables, la mayor dispersión de los datos se da en el CVisom_RE del día 1 del grupo A. Todas las variables excepto las del CVisom_RE del día 2 del grupo B presentan valores atípicos (figura 20 y 22).



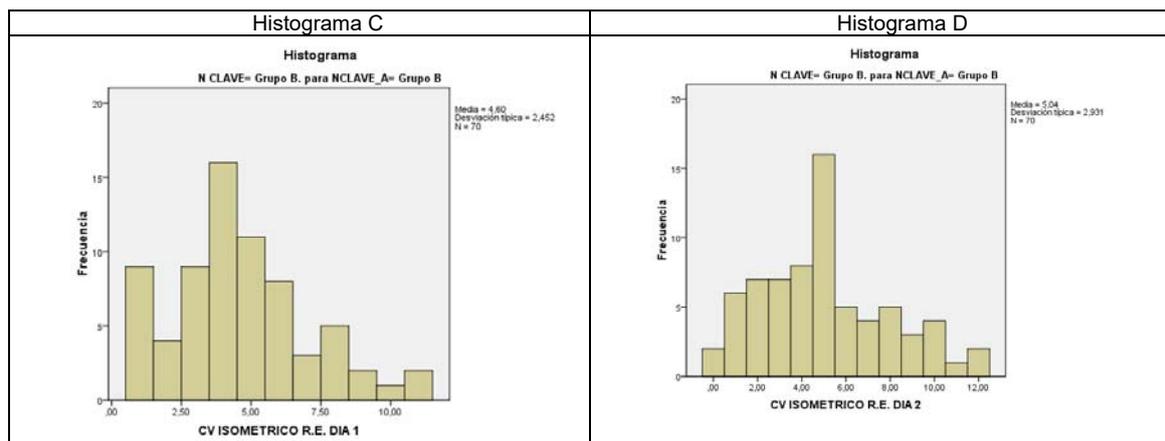


Figura 22: Histograma A: distribución de los valores del CVIsom_RE del grupo A-día 1. Histograma B: distribución de los valores del CVIsom_RE del grupo A-día 2. Histograma C: distribución de los valores del CVIsom_RE del grupo B-día 1. Histograma D: distribución de los valores del CVIsom_RE del grupo B-día 2.

Distribución del peak torque de la rotación interna (PeakTorque_RI) en día 1 y 2 en ambos grupos.

	GRUPO A		GRUPO B	
	<i>PT_RI DIA 1</i>	<i>PT_RI DIA 2</i>	<i>PT_RI DIA 1</i>	<i>PT_RI DIA 2</i>
Media	26.597	28.210	28.716	28.534
Mediana	23.45	23.51	23.6	23.32
Desviación estándar	12.460	13.948	14.115	12.680
Varianza de la muestra	155.263	194.552	199.234	160.786
Rango	56.84	62.16	59.35	49.7
Mínimo	10.92	11.48	10.25	11.2
Máximo	67.76	73.64	69.6	60.9

Tabla 5: Distribución de los valores del peak torque de la rotación interna (PT_RI) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

Tal y como se puede observar en la tabla 5 y en las figuras 23 y 24, los valores medios del PeakTorque_RI observados son muy similares en ambos grupos y en ambos días, existiendo poca diferencia en general. El valor más alto es 28.7 (SD14.1) para los valores obtenidos en el día 1 del grupo B y el más bajo 26.5 (SD 12.4) para los obtenidos en el día 1 del grupo A. Dentro de la gran dispersión que se da en los valores de ambos grupos la mayor dispersión se observa en los valores del día 2 del grupo A. Es tan sólo en los valores de los días 1 de ambos grupos donde hay presencia de valores atípicos (*outliers*).

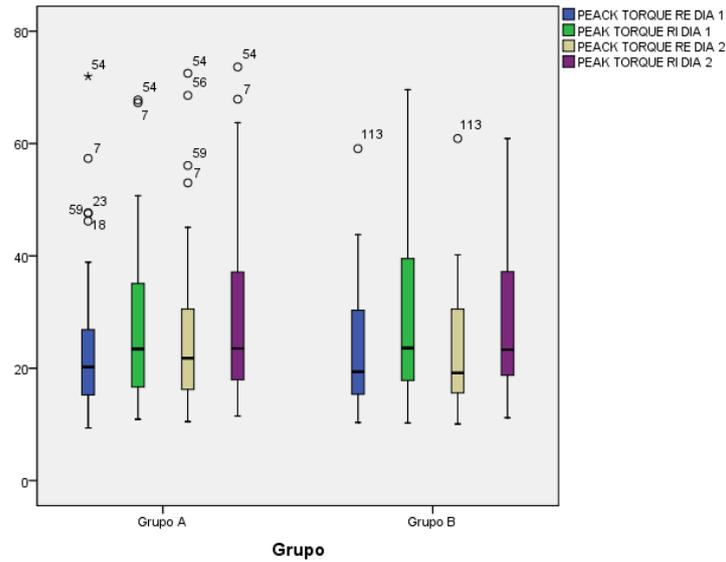


Figura 23: Diagrama de cajas sobre la distribución de los datos del Peak Torque (PT) de ambas rotaciones y grupos en los días 1 y 2.

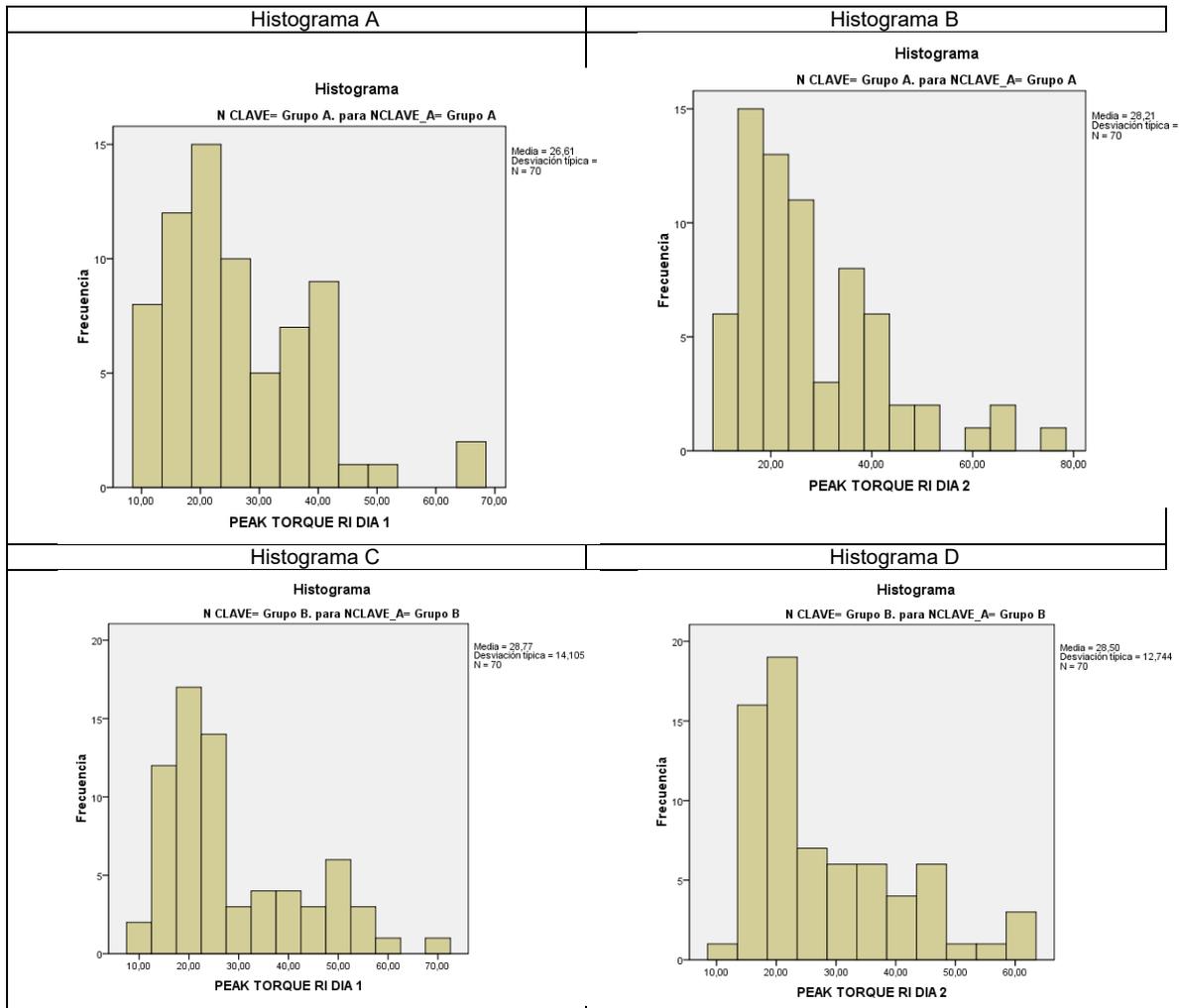


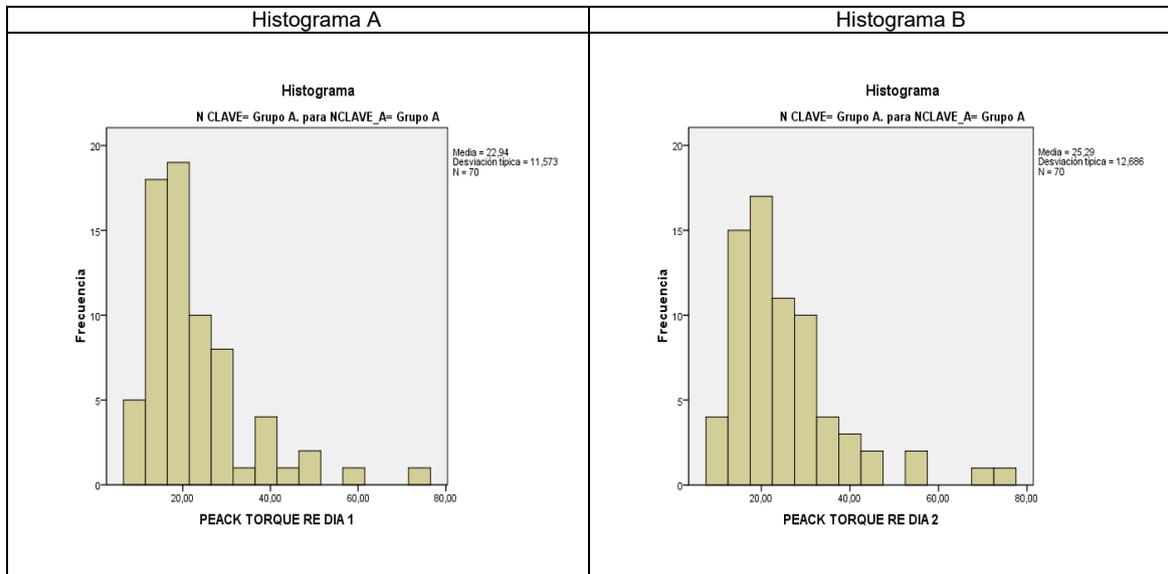
Figura 24: Histograma A: distribución de los valores del PT_RI del grupo A-día 1. Histograma B: distribución de los valores del PT_RI del grupo A-día 2. Histograma C: distribución de los valores del PT_RI del grupo B-día 1. Histograma D: distribución de los valores del PT_RI del grupo B-día 2.

Distribución del peak torque de la rotación externa (PeakTorque_RE) en día 1 y 2 en ambos grupos.

	GRUPO A		GRUPO B	
	PT_RE DÍA 1	PT_RE DÍA 2	PT_RE DÍA 1	PT_RE DÍA 2
Media	22.923	25.296	22.884	23.104
Mediana	20.22	21.785	19.37	19.17
Desviación estándar	11.572	12.637	10.149	10.150
Varianza de la muestra	133.920	159.711	103.010	103.031
Rango	62.6	62.02	48.74	50.82
Mínimo	9.36	10.5	10.36	10.08
Máximo	71.96	72.52	59.1	60.9

Tabla 6: Distribución de los valores del peak torque de la rotación externa (PT_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

Como se observa en la tabla 6 y las figuras 23 y 25, los valores medios del PeakTorque_RE recogidos son muy similares, excepto para el obtenido en el día 2 del grupo A con el valor más alto 25.2 (SD12.6), siendo el valor más bajo para el día 1 del grupo B: 22.8 (SD 10.1). La distribución de los datos es asimétrica.



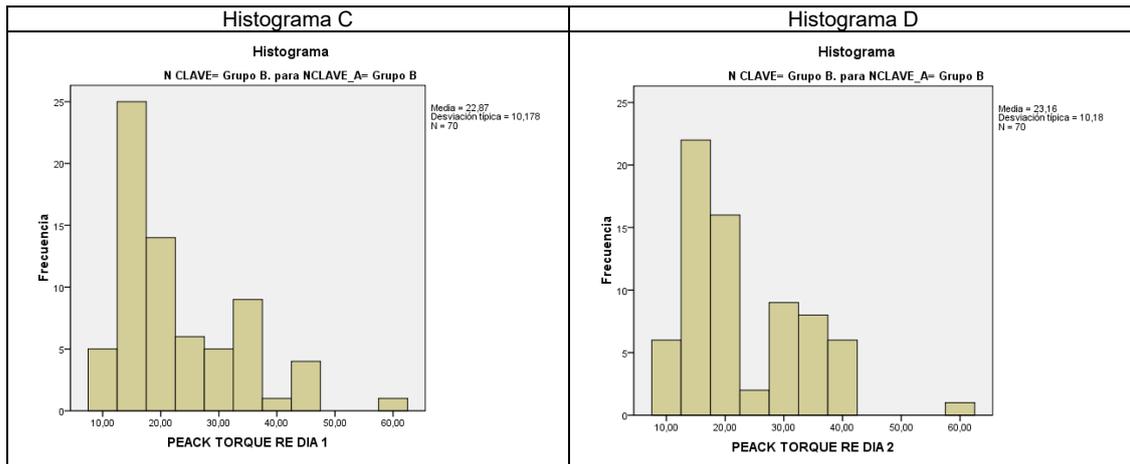


Figura 25: Histograma A: distribución de los valores del PT_RE del grupo A-día 1. Histograma B: distribución de los valores del PT_RE del grupo A-día 2. Histograma C: distribución de los valores del PT_RE del grupo B-día 1. Histograma D: distribución de los valores del PT_RE del grupo B-día 2.

Distribución del cv fuerza vs. velocidad de la rotación interna (CVpotencia_RI) en día 1 y 2 en ambos grupos.

	GRUPO A		GRUPO B	
	CVpotencia_RI DIA 1	CVpotencia_RI DIA 2	CVpotencia_RI DIA 1	CVpotencia_RI DIA 2
Media	6.171	6.571	7.257	7.11
Mediana	5	6	6.5	5
Desviación estándar	4.245	4.030	4.123	4.99
Varianza de la muestra	18.028	16.248	17.00	24.943
Rango	24	16	17	23
Mínimo	0	0	1	1
Máximo	24	16	18	24

Tabla 7: Distribución de los valores del CV del test de fuerza vs. velocidad de la rotación interna (CVPotencia_Ri) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

Aunque existe gran dispersión en general en los valores del CVpotencia_RI de ambos días para ambos grupos es en los valores del día 1 del grupo A donde esta dispersión es menor. Los valores medios más altos corresponden a los recogidos en el grupo B siendo el valor más alto para los del día 1 de medición 7.25(SD 4.12) y el más bajo para los de día 1 del grupo A con un valor de 6.17 (SD18,02). Se observa por otro lado, presencia de datos atípicos (*outliers*) en todos los días de medición excepto en el día 1 del grupo A (tabla 7 y figuras 26 y 27)

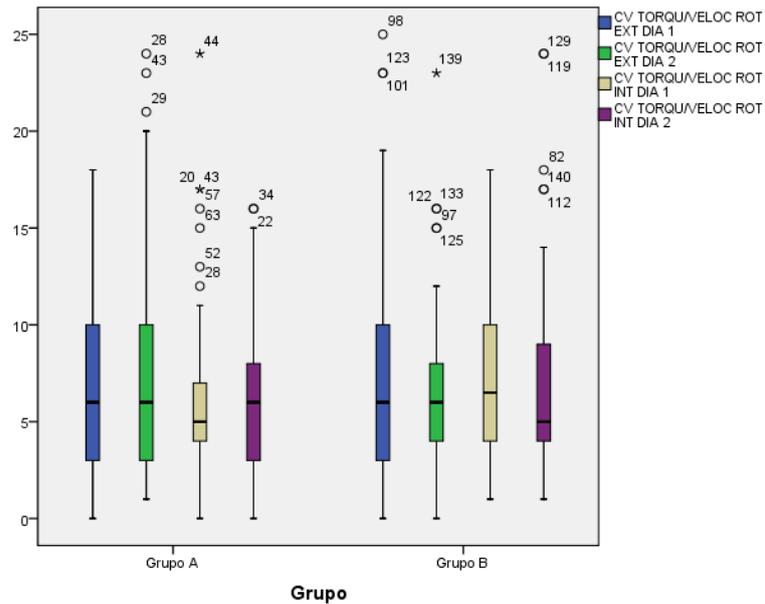


Figura 26: Diagrama de cajas sobre la distribución de los datos del CV del test de Potencia de ambas rotaciones y grupos en los días 1 y 2.

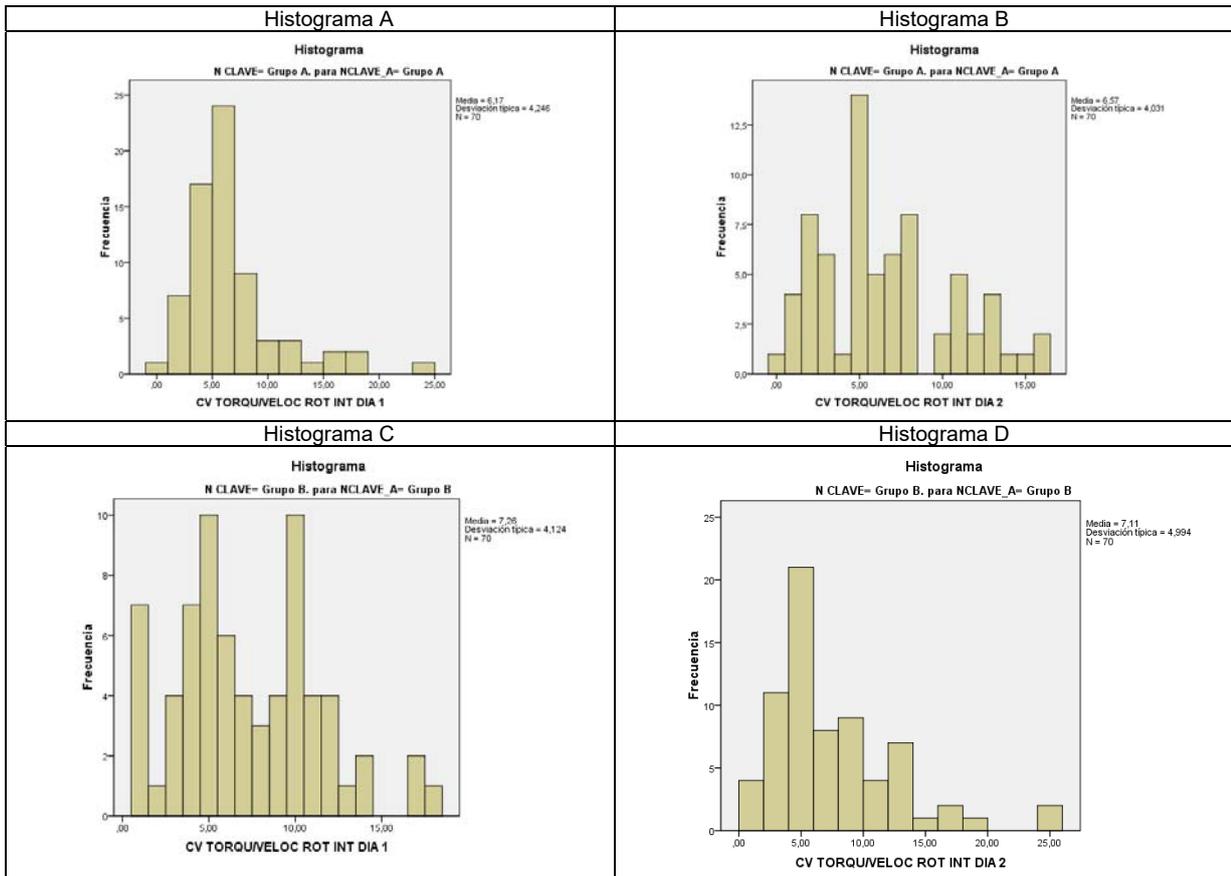


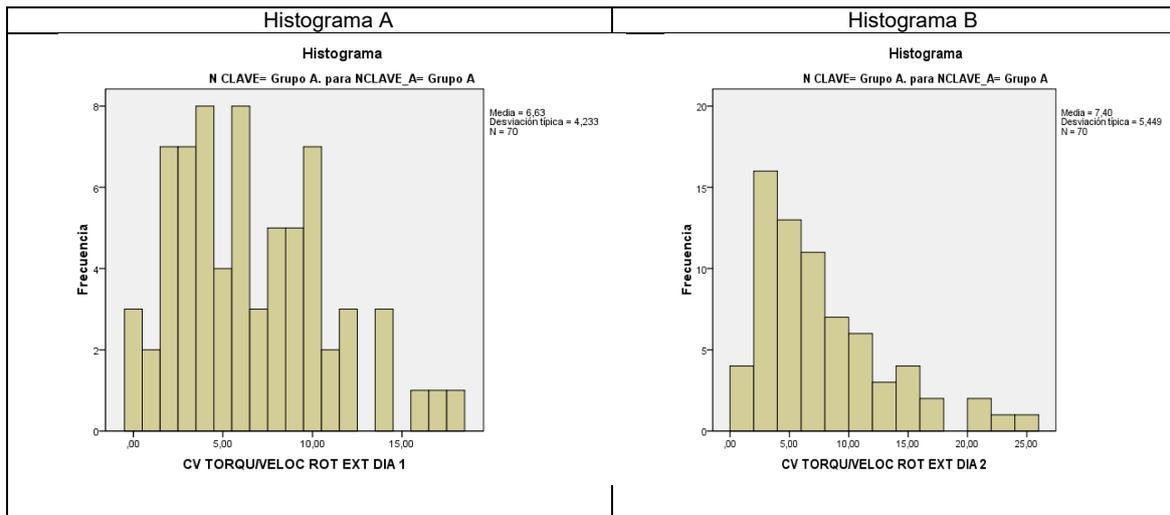
Figura 27: Histograma A: distribución de los valores del CVpotencia_RI del grupo A-día 1. Histograma B: distribución de los valores del CVpotencia_RI del grupo A-día 2. Histograma C: distribución de los valores del CVpotencia_RI del grupo B-día 1. Histograma D: distribución de los valores del CVpotencia_RI del grupo B-día 2.

Distribución del cv fuerza vs. velocidad de la rotación externa (CVpotencia_RE) en día 1 y 2 en ambos grupos.

	GRUPO A		GRUPO B	
	CVpotencia_RE DIA 1	CVpotencia_RE DIA 2	CVpotencia_RE DIA 1	CVpotencia_RE DIA 2
Media	6.628	7.392	7.285	6.342
Mediana	6	6	6	6
Desviación estándar	4.232	5.456	5.808	4.060
Varianza de la muestra	17.918	29.774	33.743	16.489
Rango	18	23	25	23
Mínimo	0	1	0	0
Máximo	18	24	25	23

Tabla 8: Distribución de los valores del CV del test de fuerza vs. velocidad de la rotación externa (CVpotencia_RE) en los días 1 y 2 en ambos grupos.

Tal y como se puede observar en la tabla 8 así como en las figuras 26 y 28 los datos del CVpotencia_RE presentan en líneas generales gran dispersión siendo en el día 2 del grupo B donde esta dispersión es la menor de todas. Los valores en general no presentan grandes diferencias entre ambos grupos con medias que oscilan entre 6.3 (SD 4.06) en el día 2 del grupo B hasta 7.39 (SD 5.4) en el día 2 del grupo A.



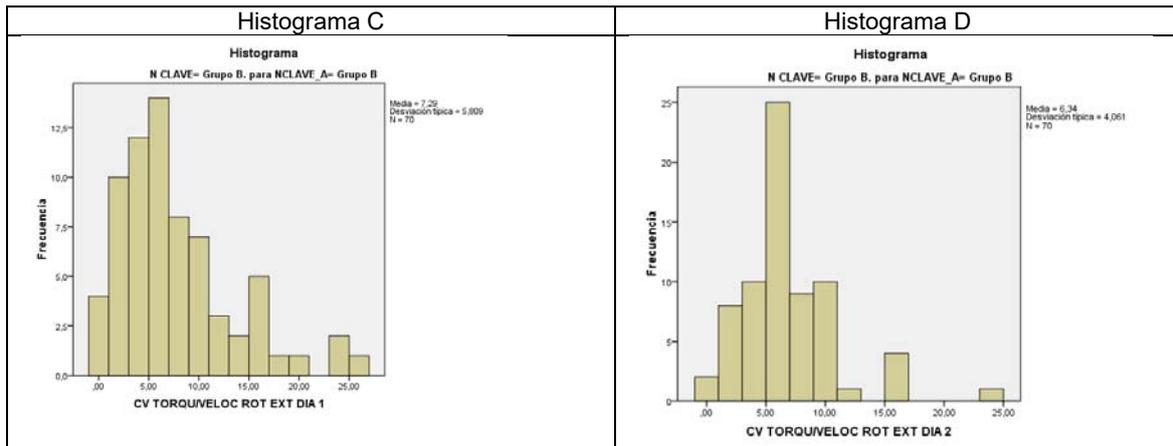


Figura 28: Histograma A: distribución de los valores del CVpotencia_RE del grupo A-día 1. Histograma B: distribución de los valores del CVpotencia_RE del grupo A-día 2. Histograma C: distribución de los valores del CVpotencia_RE del grupo B-día 1. Histograma D: distribución de los valores del CVpotencia_RE del grupo B-día 2.

Cálculo de la variable diferencia.

Para poder hacer inferencia estadística sobre las diferencias de los datos observados entre los grupos de estudio, se crea una nueva variable (variable diferencia) para cada una de las variables principales, restando el valor del día 1 al del día 2, de tal manera que se obtenga un valor que permita analizar la diferencia de las medidas entre ambos días en cada grupo que es el objetivo principal de este estudio:

$$\text{Dif (variable)} = \text{valor día 2} - \text{valor día 1}$$

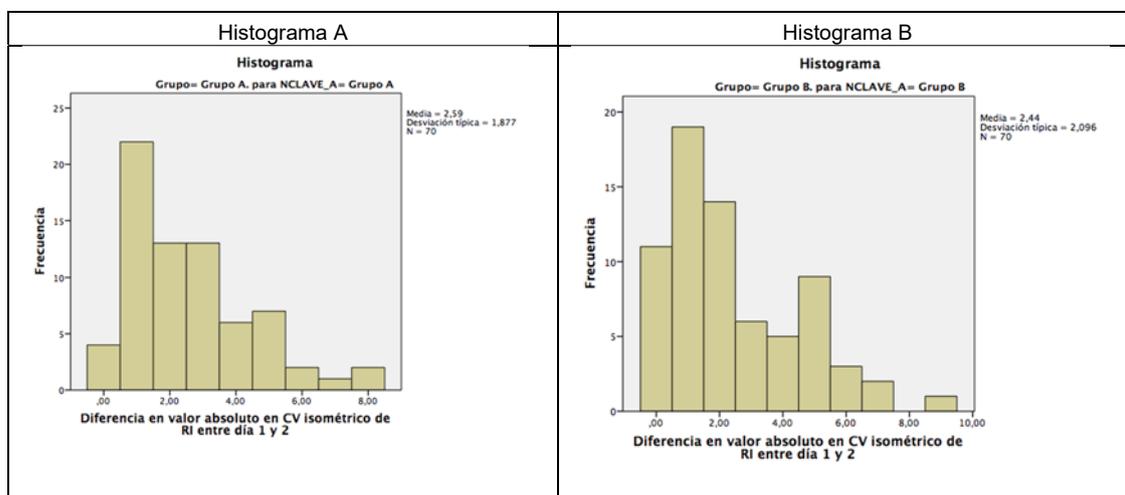
Tras su cálculo, algunos de los valores obtenidos son de signo negativo y otros positivo, situación que afecta al cálculo de las medias. Para evitarlo, los valores de la nueva variable diferencia se interpretarán en valor absoluto pues lo que se pretende es comparar la diferencia de los datos entre la medición del primer día con respecto a la del segundo día independientemente de su signo, es decir de su distancia al cero (tabla 9).

	Grupo	Media	SD.
Dif_CVisom_RI	Grupo A	2.59	1.87
	Grupo B	2.44	2.09
Dif_CVisom_RE	Grupo A	2.47	2.73
	Grupo B	2.56	2.17
Dif_PeakTorque_RI	Grupo A	3.83	4.44
	Grupo B	2.24	2.62
Dif_PeakTorque_RE	Grupo A	4.51	5.98
	Grupo B	1.94	2.06
Dif_CVpotencia_RI	Grupo A	3.69	3.40
	Grupo B	4.63	3.58
Dif_CVpotencia_RE	Grupo A	4.54	4.42
	Grupo B	5.23	4.99

Tabla 9: Media y desviación típica de la variable diferencia (Dif) para cada Grupo.

Distribución de la (Dif_CVisom_RI) y la (Dif_CVisom_RE) en ambos grupos.

Tal y como refleja la tabla 9 y las figuras 29 y 30 parece existir mayores diferencias en la distribución de los valores de la Dif_CVisom_RE que en la de la Dif_CVisom_RI. Se observa gran dispersión de los valores obtenidos en la Dif_CVisom_RI de ambos grupos. Los valores medios así como las desviaciones típicas son similares. En cambio al observar la distribución de los datos en la Dif_CVisom_RE de ambos grupos aunque los valores de media y desviación típica son similares destaca que la dispersión de los mismos es considerablemente menor en el grupo A que en el B.



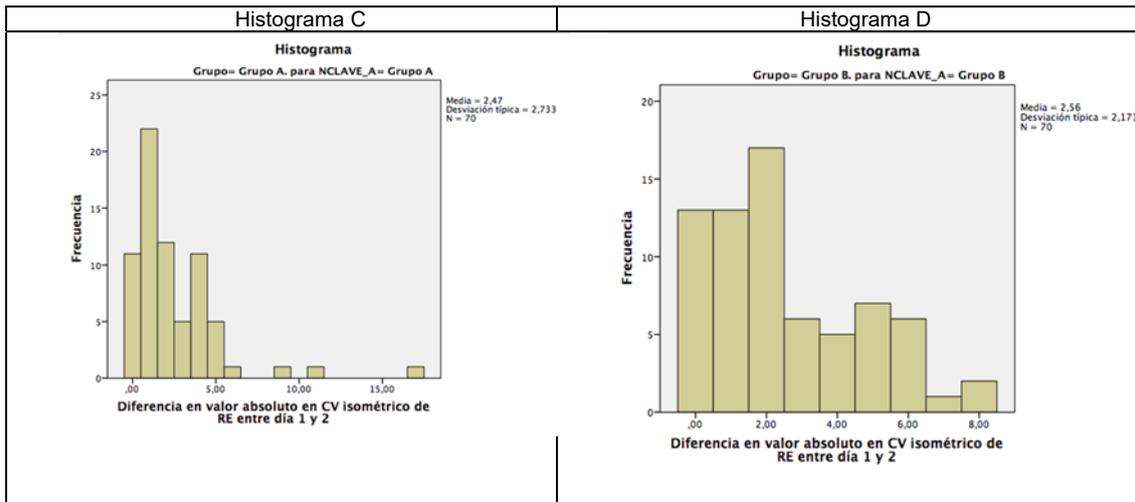


Figura 29: Histograma A: distribución de los valores de Dif_CVisom_RI del grupo A. Histograma B: distribución de los valores de Dif_CVisom_RI del grupo B. Histograma C: distribución de los valores de Dif_CVisom_RE del grupo A. Histograma D: distribución de los valores de Dif_CVisom_RE del grupo B

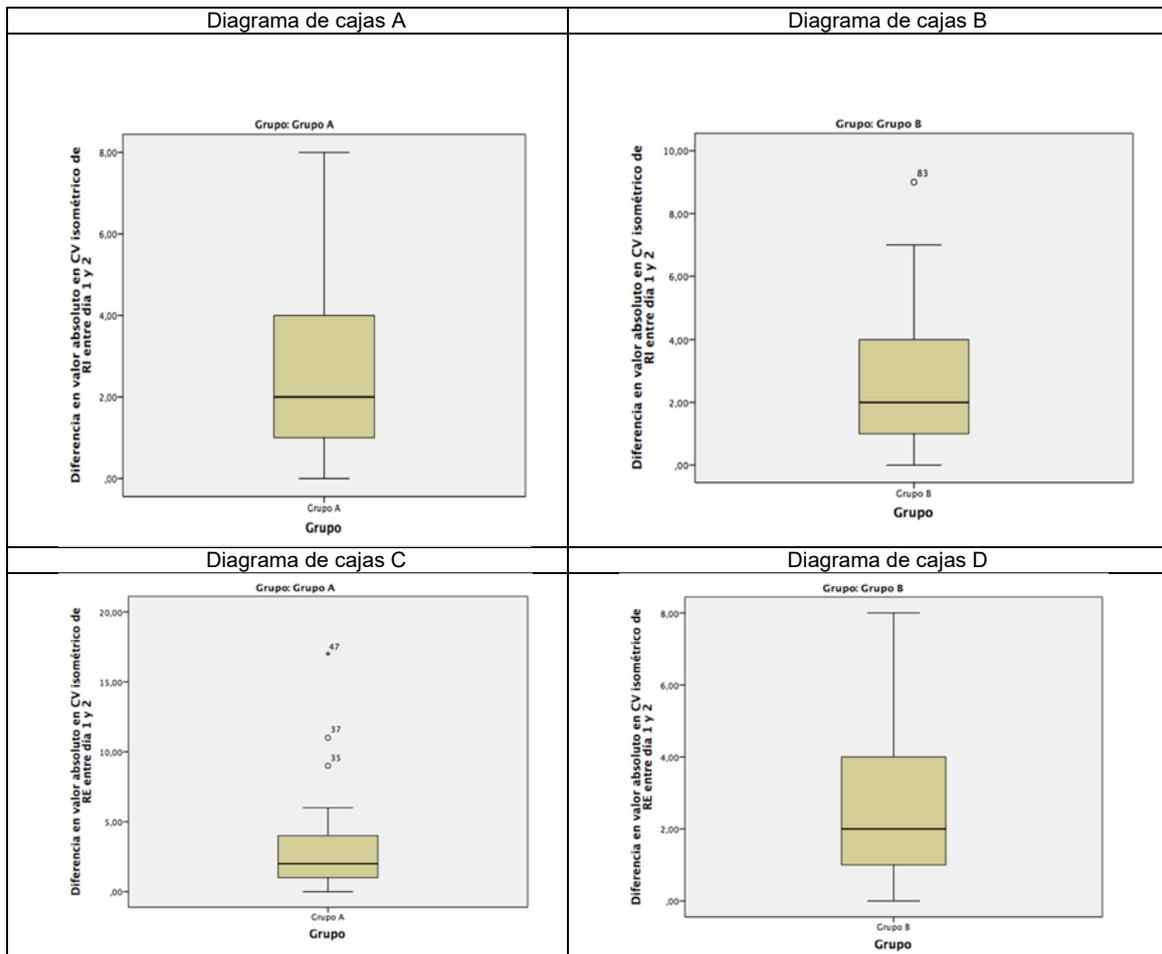
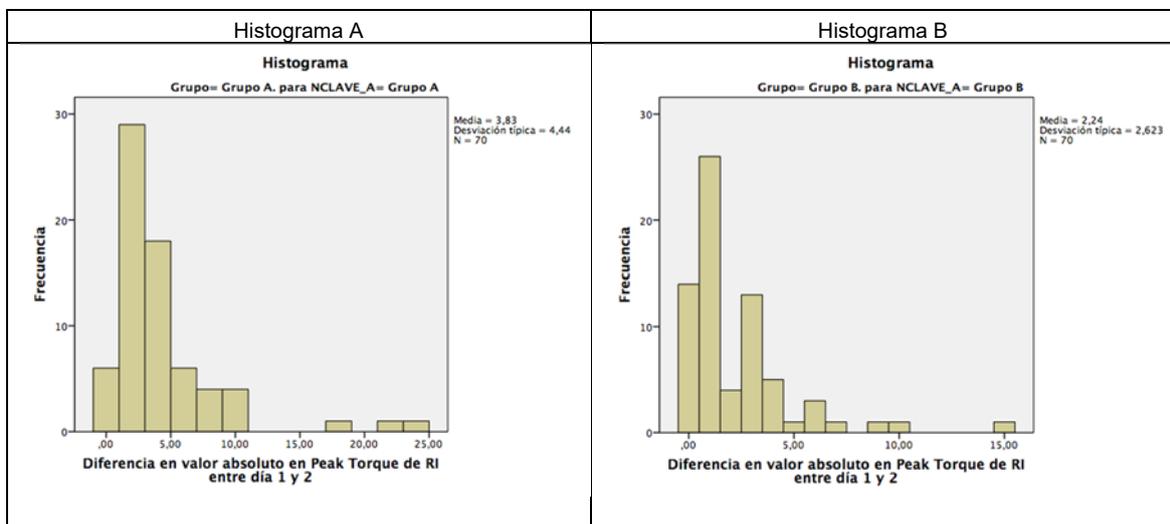


Figura 30: Diagrama A: distribución de los valores de Dif_CVisom_RI del grupo A. Diagrama B: distribución de los valores de Dif_CVisom_RI del grupo B. Diagrama C: distribución de los valores de Dif_CVisom_RE del grupo A. Diagrama D: distribución de los valores de Dif_CVisom_RE del grupo B.

Distribución de la (Dif_PeakTorque_RI) y la (Dif_PeakTorque_RE) en ambos grupos.

Según se observa en la tabla 9 y las figuras 31 y 32 las variables diferencia obtenidas del test isocinético se comportan y distribuyen de forma diferente tanto para la rotación interna como la externa entre ambos grupos. En el caso de la Dif_PeakTorque_RI se observa clara diferencia en la media obtenida en el grupo A con un valor de 1.6 (SD 5.65) con respecto a la del grupo B con un valor inferior de 0.28 (SD2.82). Se puede observar gran dispersión de los datos de la Dif_PeakTorque_RI en ambos grupos aunque la distribución de los mismos es considerablemente diferente apreciándose como en el grupo B el 50% de los valores observados se encuentran por encima del segundo cuartil, frente a una distribución diferente en el grupo A con una mediana más centralizada.

Respecto a la Dif_PeakTorque_RE existen también diferencias entre el grupo A con un valor medio de 2.34 (SD 7.13) frente a los del grupo B con un valor medio de 0.28 (SD2.82) (tabla 9). Si analizamos la información que ofrecen las figuras 28 y 29 se observa como el comportamiento de la Dif_PeakTorque_RE es similar a lo que sucede con la Dif_PeakTorque_RI donde aunque existe dispersión de los datos obtenidos en ambos grupos, los del grupo B vuelven a tener la mayoría de los datos por encima de la mediana.



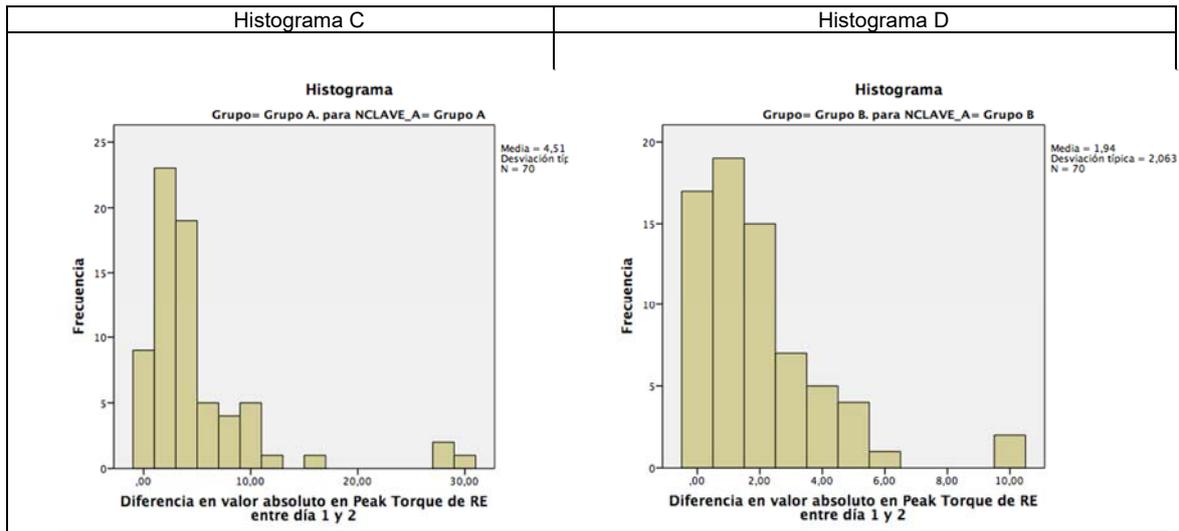


Figura 31: Histograma A: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RI del grupo A. Histograma B: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RI del grupo B. Histograma C: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo A. Histograma D: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo B.

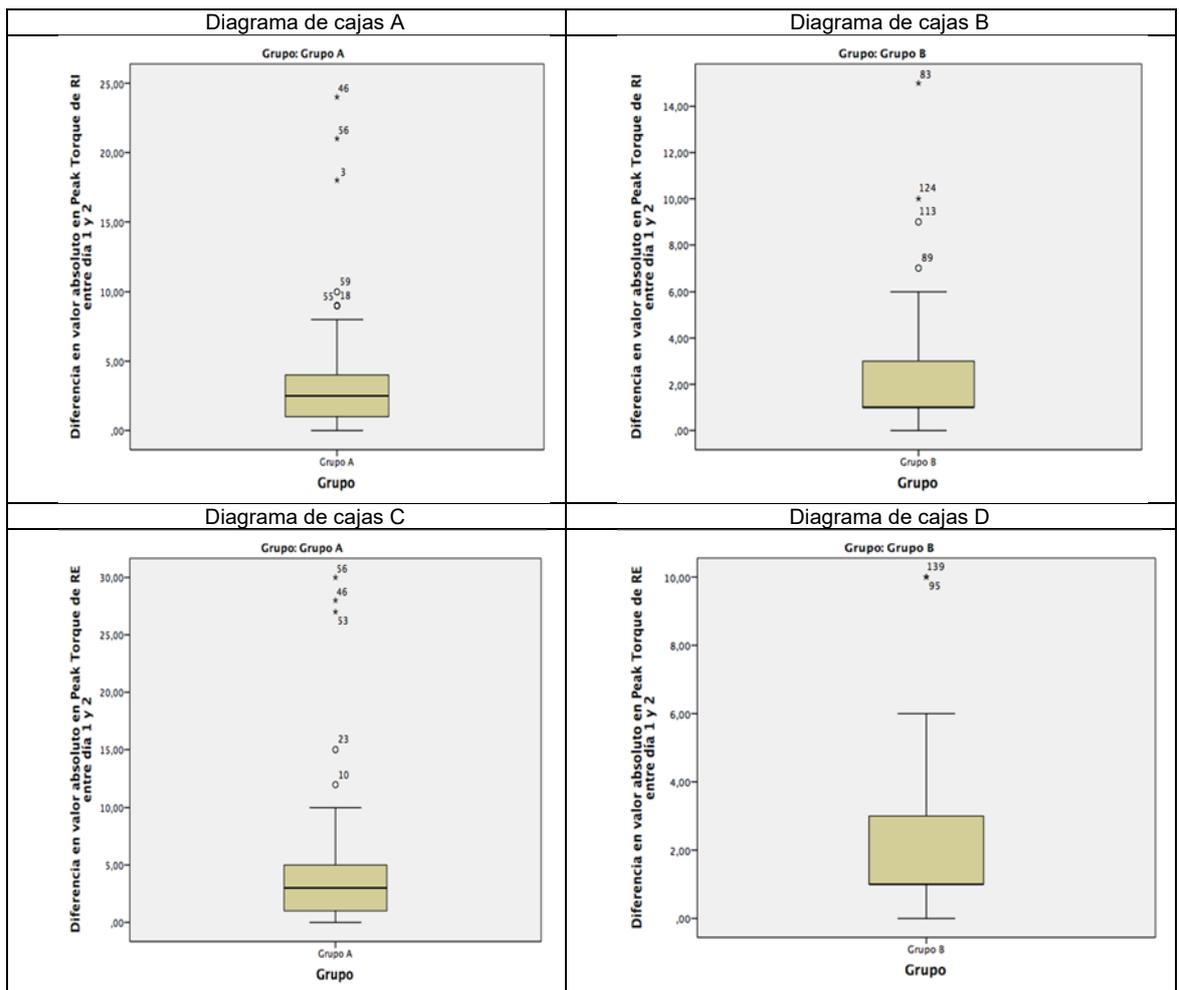


Figura 32: Diagrama A: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RI del grupo A. Diagrama B: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RI del grupo B. Diagrama C: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo A. Diagrama D: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo B.

Distribución de (Dif_CVpotencia_RI) y la (Dif_CVpotencia_RE) en ambos grupos.

Al observar los datos de la tabla 9 respecto a los valores medios de la Dif_CVpotencia_RI se puede afirmar que son similares siendo el valor ligeramente más alto para el observado en el grupo A con un valor de 0.4 (SD 5.019) con respecto al 0.14 (SD 5.88) del grupo B. En ambos grupos existe gran dispersión de los datos y tanto en la figura 33 como en la 34 se puede observar cómo se distribuyen de una manera muy similar.

Lo mismo ocurre con la distribución de los valores de la Dif_CVpotencia_RE en ambos grupos.

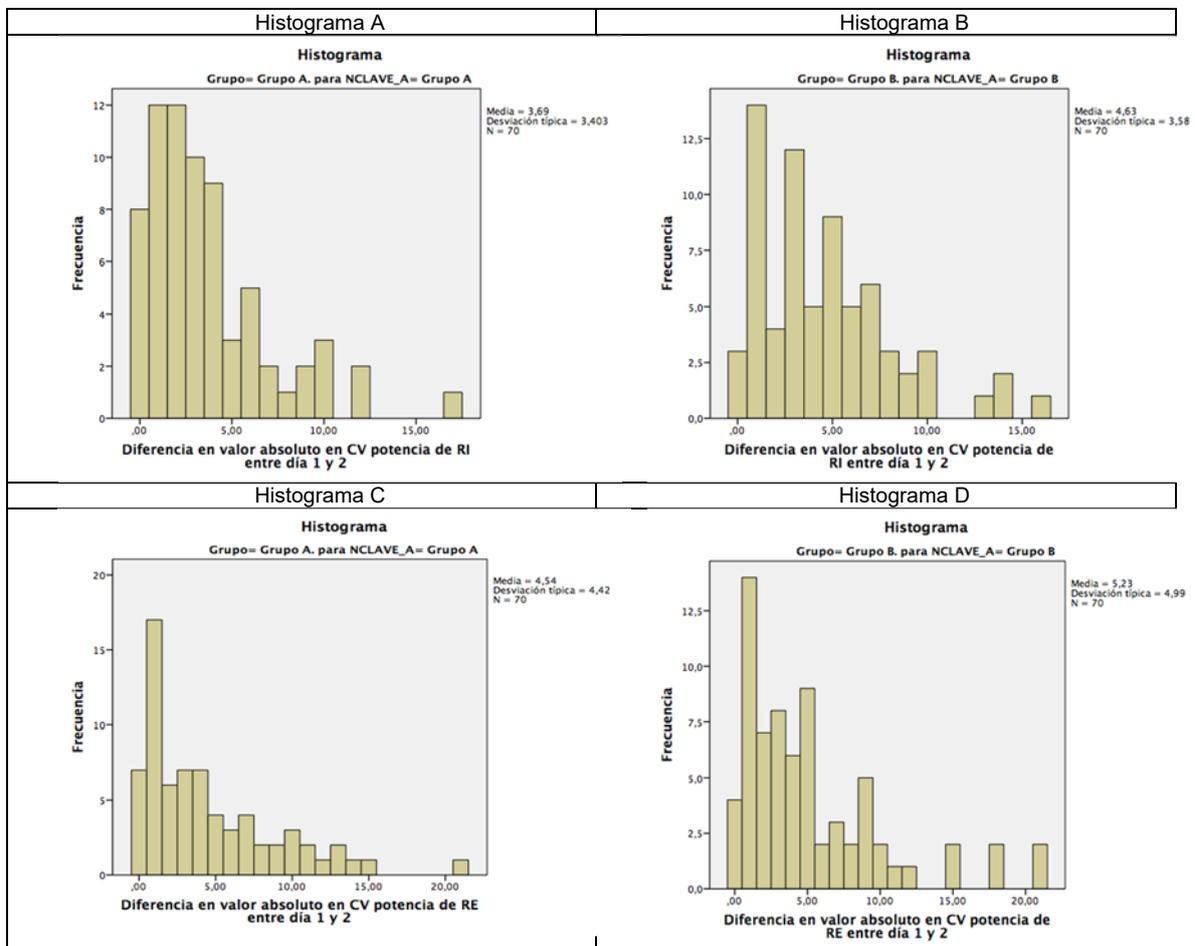


Figura 33: Histograma A: distribución de los valores de Dif_CVpotencia_RI del grupo A. Histograma B: distribución de los valores de Dif_CVpotencia_RI del grupo B. Histograma C: distribución de los valores de Dif_CVpotencia_RE del grupo A. Histograma D: distribución de los valores de Dif_CVpotencia_RE del grupo B.

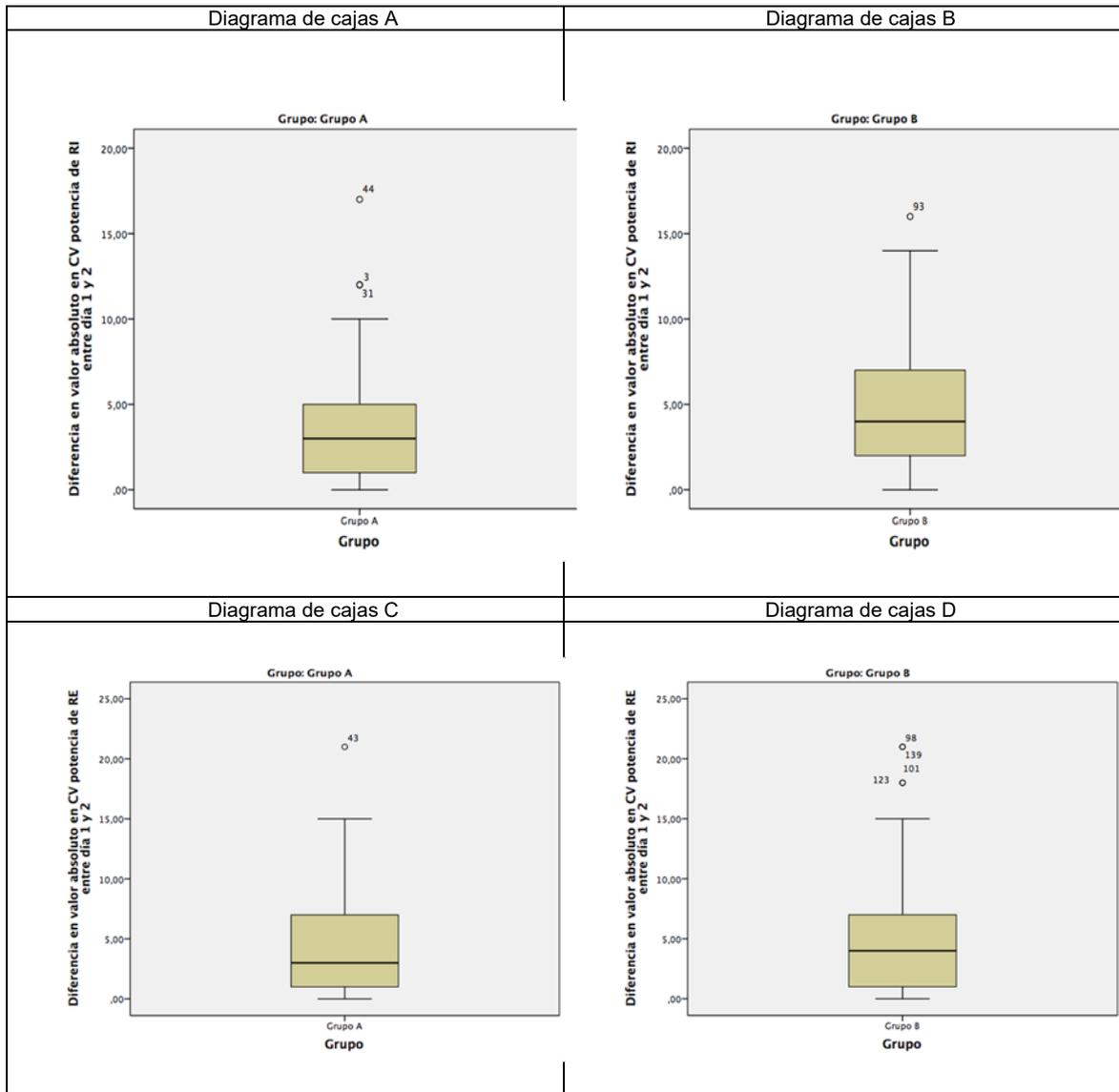


Figura 34: Diagrama A: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RI del grupo A. Diagrama B: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RI del grupo B. Diagrama C: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo A. Diagrama D: distribución de los valores de Dif_PeakTorque_RE del grupo B.

INFERENCIA ESTADÍSTICA

Inferencia estadística sobre las variables dependientes.

Para llevar a cabo el análisis inferencial que posibilita conocer si las diferencias encontradas son estadísticamente significativas, fue necesario analizar si las variables siguieron una distribución normal. En función del resultado del test de Kolmogorov-Smirnov ($p > 0.05$), se eligieron pruebas de contraste de hipótesis paramétricas o no paramétricas.

HIPÓTESIS NULA	TEST	SIG.	DECISIÓN
La distribución Dif_CVisom_RI entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.000	Rechazar la hipótesis nula
La distribución Dif_CVisom_RE entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.000	Rechazar la hipótesis nula
La distribución Dif_PeakTorque_RI entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.000	Rechazar la hipótesis nula
La distribución Dif_PeakTorque_RE entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.000	Rechazar la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVpotencia_RI entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.001	Rechazar la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVpotencia_RE entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.000	Rechazar la hipótesis nula
La distribución de Dif_Pico_max_RE RE entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.00	Rechazar la hipótesis nula
La distribución de Dif_Pico_max_RI entre día 1 y 2 es normal.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.00	Rechazar la hipótesis nula
La distribución del brazo de palanca es normal en ambos grupos.	Prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra	0.003	Rechazar la hipótesis nula

Tabla 10: Resultados de la prueba de Kolmogorov-Smirnov (normalidad o no de la distribución de los datos) para las variables diferencia (Dif) y brazo de palanca para un $p > 0.05$.

Tal y como muestra la tabla 10, ninguna de las seis variables diferencias (Dif) halladas siguieron una distribución normal. Para poder conocer si las diferencias encontradas entre las medias de las variables diferencia de los dos grupos del estudio son significativas, se procedió a hacer el contraste de hipótesis a través de la prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes (tabla 11).

HIPÓTESIS NULA	TEST	SIG.	DECISIÓN
La distribución de Dif_CVisom_RI entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.436	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVisom_RE entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.452	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RI entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.003	Rechazar la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RE entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.001	Rechazar la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVpotencia_RI entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.67	Retener la hipótesis nula
La distribución Dif_CVpotencia_RE entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.361	Retener la hipótesis nula

Tabla 11: Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de estudio para un p valor <0.05.

Según muestra la tabla 11, sólo se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el contraste de hipótesis de las variables Dif_PeakTorque_RI y Dif_PeakTorque_RE. Por lo tanto, según muestra el análisis estadístico de los datos, existieron diferencias significativas en la variabilidad de los datos obtenidos tras hacer un test isocinético concéntrico/concéntrico a 60°/seg en RE y RI entre los días 1 y 2 entre el grupo de sujetos a los que no se les permitió hacer compensaciones musculares durante la ejecución del ejercicio (A), respecto al grupo de sujetos a los que si se les permitió (B).

Tal y como se detalla en el apartado variables de estudio los datos de PT, se obtienen a partir de multiplicar la longitud del brazo de palanca por los newtons obtenidos en el test isocinético (pico de fuerza máxima). Para comprobar si las diferencias encontradas entre los grupos no se debieron al propio test isocinético (que aporta los datos del PT obtenido), sino que se pudieran deber a diferencias en la longitud del brazo de palanca y el pico de fuerza máxima registrado, se llevó a

cabo un contraste de hipótesis de igualdad de medias de ambas variables entre ambos grupos.

Para llevar a cabo el contraste de hipótesis de igualdad de medias del pico fuerza máxima se calculó una nueva variable diferencia (en valor absoluto) entre los valores del pico de fuerza máximo de ambas rotaciones de hombro (Dif_Pico_max_RE y Dif_Pico_max_RI) entre el día 1 y 2 de medición (tabla 12).

		Media	SD
Dif_Pico_max_RE	Grupo A	13.414	17.617
	Grupo B	9.657	15.163
Dif_Pico_max:RI	Grupo A	13.4000	13.920
	Grupo B	8.2571	11.006

Tabla 12: Valores de media y desviación estándar (SD) de las diferencias en valor absoluto entre los datos de pico máximo de fuerza máximo de ambas rotaciones entre los días 1 y 2 de medición.

Tras comprobar que ambas variables no siguieron una distribución normal (tabla 10), para poder conocer si las diferencias encontradas entre las medias de las variables diferencia descritas en la tabla 12 fueron significativas, se procedió a hacer el contraste de hipótesis a través de la prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes (tabla 13).

HIPÓTESIS NULA	TEST	SIG.	DECISIÓN
La distribución de Dif_Pico_max_RE entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.42	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_Pico_max_RI entre día 1 y 2 es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.01	Retener la hipótesis nula
La distribución del brazo de palanca es la misma entre las categorías de Grupo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.041	Rechazar la hipótesis nula

Tabla 13: Resultados de la prueba U de Mann-Whitney para el contraste de hipótesis de igualdad entre los valores medios de Dif_Pico_max_RE, Dif_Pico_max_RI y brazo de palanca entre ambos grupos de estudio para un p valor <0.05.

Tal y como muestra la tabla 13 al no existir diferencias significativas entre los valores medios de las variables Dif_Pico_max_RE y Dif_Pico_max_RI se puede afirmar que estos valores no influyeron en las diferencias encontradas en la variabilidad de los datos del PT entre ambos grupos y ambas rotaciones.

Para comprobar si las diferencias encontradas en la variabilidad de los datos del PT obtenidos entre ambos grupos y ambas rotaciones no se debieron a diferencias entre las longitudes del brazo de palanca utilizadas para su cálculo se procedió a hacer su comparación entre ambos grupos.

Tras el cálculo de los datos basales del brazo de palanca (tabla 14) se llevó a cabo el contraste de hipótesis de igualdad de medias con la prueba t de student (tabla 15).

	Grupo	Media	SD
Brazo_palanca	Grupo A	27.985	1.829
	Grupo B	27.757	2.422

Tabla 14: Valores de media y desviación estándar (SD) de la longitud del brazo de palanca de ambos grupos.

Tal y como muestra la tabla 13 al no existir diferencias significativas entre los valores de brazo de palanca entre ambos grupos se puede afirmar que la longitud del brazo de palanca no influyó en las diferencias encontradas en la variabilidad de los datos del PT obtenidos entre los mismos para ambas rotaciones.

Análisis de subgrupos utilizando las variables independientes.

Para poder llevar a cabo el análisis inferencial de las variables edad e IMC se categorizan en dos grupos de la siguiente manera (tabla 15):

- Edad: sujetos de entre 31 y 75 años y sujetos de 30 años o menos.
- IMC: Sujetos con un $IMC \leq 25$ y sujetos con un $IMC > 25$.

Se desestima el análisis de la dominancia sobre los resultados del estudio por la poca representatividad que tuvo la dominancia zurda en ambos grupos (ver tabla 2).

Grupo	EDAD		IMC		GÉNERO	
	0-30	31-75	0-24.90	25-45	Mujer	Hombre
Porcentaje (%)	70.7	29.3	79.3	20.7	62.1	37.9

Tabla 15: Datos porcentuales de la composición de los subgrupos de las variables independientes.

Para poder conocer si existen diferencias significativas para cada variable diferencia (Dif_) entre cada categoría de grupo de edad, IMC y sexo, se procedió a hacer el contraste de hipótesis a través de la prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes ya que con la prueba de Kolmogorov-Smirnov habíamos confirmado que las variables (Dif_) no seguían una distribución normal (tablas 16-18).

HIPÓTESIS NULA	TEST	SIG.	DECISIÓN
La distribución de Dif_CVisom_RI es la misma entre las categorías de grupos de edad	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.566	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVisom_RE es la misma entre las categorías de grupos de edad.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.728	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RI es la misma entre las categorías de grupos de edad	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.653	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RE es la misma entre las categorías de grupos de edad	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.324	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVpotencia_RE es la misma entre las categorías de grupos de edad	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.341	Retener la hipótesis nula
La distribución Dif_CVpotencia_RI es la misma entre las categorías de grupos de edad	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.339	Retener la hipótesis nula

Tabla 16: Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de igualdad para cada variable diferencia (Dif_) entre cada grupo de edad para un p valor < 0.05

HIPÓTESIS NULA	TEST	SIG.	DECISIÓN
La distribución de Dif_CVisom_RI es la misma entre las categorías de IMC por grupos.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.004	Rechazar la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVisom_RE es la misma entre las categorías de IMC por grupos.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.198	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RI es la misma entre las categorías de IMC por grupos.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.474	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RE es la misma entre las categorías de IMC por grupos.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.547	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVpotencia_RE es la misma entre las categorías de IMC por grupos.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.191	Retener la hipótesis nula
La distribución Dif_CVpotencia_RI es la misma entre las categorías de IMC por grupos.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.658	Retener la hipótesis nula

Tabla 17: Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de igualdad para cada variable diferencia (Dif_) entre cada grupo de IMC para un p valor <0.05.

HIPÓTESIS NULA	TEST	SIG.	DECISIÓN
La distribución de Dif_CVisom_RI es la misma entre las categorías de sexo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.900	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVisom_RE es la misma entre las categorías de sexo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.990	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RI es la misma entre las categorías de sexo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.333	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_PeakTorque_RE es la misma entre las categorías de sexo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.68	Retener la hipótesis nula
La distribución de Dif_CVpotencia_RE es la misma entre las categorías de sexo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.235	Retener la hipótesis nula
La distribución Dif_CVpotencia_RI es la misma entre las categorías de sexo.	Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes	0.695	Retener la hipótesis nula

Tabla 18: Resultados de la prueba de U de Mann-Whitney para el contraste de las hipótesis de igualdad para cada variable diferencia (Dif_) entre cada grupo de género para un p valor <0.05.

Como se puede observar tan sólo existieron diferencias significativas en la comparación de los datos del Dif_CVisom_RI entre los grupos de IMC (tabla 17).

Para saber si existieron diferencias significativas entre las proporciones de sujetos pertenecientes a los grupos creados de Edad, IMC y sexo entre los grupos de estudio (A y B), se procede a hacer la comparación usando la prueba de chi-cuadrado (X^2) a través de tablas de contingencia de 2x2 (tablas 19-24).

		Grupo		Total
		Grupo A	Grupo B	
Grupos de Edad	Edad igual o menor de 30 años	55	44	99
	Edad entre 31 y 75	15	26	41
Total		70	70	140

Tabla 19: Tabla de contingencia 2x2 por categorías de edad en los grupos de estudio.

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)	Sig. exacta (bilateral)	Sig. exacta (unilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	4.173 ^a	1	0.041		
Corrección por continuidad ^b	3.449	1	0.063		
Razón de verosimilitudes	4.212	1	0.040		
Estadístico exacto de Fisher				0.063	0.031
Asociación lineal por lineal	4.144	1	0.042		
N de casos válidos	140				
a. 0 casillas (0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 20.50.					
b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.					

Tabla 20: Prueba de Chi-cuadrado de Pearson para comparación de las proporciones dadas por categorías de edad para un p valor <0.05.

Tal y como refleja la tabla 20 hay diferencias significativas entre las proporciones de sujetos pertenecientes a cada grupo de edad entre los grupos A y B.

		Grupo		Total
		Grupo A	Grupo B	
IMC por grupos	IMC igual o menor de 25	56	55	111
	IMC mayor de 25	14	15	29
Total		70	70	140

Tabla 21: Tabla de contingencia 2x2 por categorías de IMC en los grupos de estudio.

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)	Sig. exacta (bilateral)	Sig. exacta (unilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0.043 ^a	1	0.835		
Corrección por continuidad ^b	0.000	1	1.000		
Razón de verosimilitudes	0.043	1	0.835		
Estadístico exacto de Fisher				1.000	0.500
Asociación lineal por lineal	0.043	1	0.835		
N de casos válidos	140				
a. 0 casillas (,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 14.50.					
b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.					

Tabla 22: Prueba de Chi-cuadrado de Pearson para comparación de las proporciones dadas por categorías de IMC para un p valor <0.05.

Tal y como refleja la tabla 22 no hay diferencias estadísticamente significativas en la distribución del porcentaje de individuos pertenecientes a alguno de los dos grupos (categorías) de IMC entre los grupos A y B, por lo que se puede afirmar que las diferencias encontradas en la comparación de los datos del Dif_CVisom_RI entre los grupos (categorías) de IMC se mantienen independientemente del grupo de estudio al que pertenezca cada sujeto.

		Grupo		Total
		Grupo A	Grupo B	
Sexo por grupos	Varón	27	27	54
	Mujer	43	43	86
Total		70	70	140

Tabla 23: Tabla de contingencia por categorías de sexo en los grupos de estudio.

	Valor	gl	Sig. asintótica (bilateral)	Sig. exacta (bilateral)	Sig. exacta (unilateral)
Chi-cuadrado de Pearson	0.030 ^a	1	0.862		
Corrección por continuidad ^b	0.000	1	1.000		
Razón de verosimilitudes	0.030	1	0.862		
Estadístico exacto de Fisher				1.000	0.500
Asociación lineal por lineal	0.030	1	0.862		
N de casos válidos	140				
a. 0 casillas (,0%) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 26.50.					
b. Calculado sólo para una tabla de 2x2.					

Tabla 24: Prueba de Chi-cuadrado de Pearson para comparación de las proporciones dadas por categorías de sexo para un p valor <0.05.

Tal y como refleja la tabla 24 y debido a que se estratificó la muestra por sexo, no existieron diferencias estadísticamente significativas entre las proporciones de sujetos pertenecientes a un sexo o el otro entre los grupos A y B.

DISCUSIÓN

El objetivo principal de este estudio fue analizar la variabilidad existente entre los valores del PT obtenidos al hacer un test isocinético concéntrico/concéntrico (con/con) a 60°/seg, tanto de la RE como de la RI de hombro (en pacientes sanos), con un sistema de DC permitiendo o no las compensaciones musculares. Los resultados muestran que existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos de estudio. Para descartar que las diferencias halladas se debieran a diferencias entre los valores de brazo de palanca y/o del pico máximo de fuerza se contrastó la hipótesis de igualdad entre los grupos que resultó no ser significativa.

En el caso del análisis isocinético, dado que el sistema Primus RS™ usado en este estudio no ofrece datos de momento máximo de fuerza o peak torque (PT) directamente, hubo que multiplicar los datos de brazo de palanca de cada observación con los del pico máximo de fuerza isocinética expresada en newtons.

El PT es una de las medidas más utilizadas en las valoraciones con dinamometría computarizada (DC) puesto que se trata de un dato que no asume la variación en la objetividad de los datos de los componentes de aceleración y deceleración del/los movimientos a analizar.

Demostrado entonces que durante el ejercicio isocinético descrito la variabilidad de los datos no es la misma para ambas rotaciones dependiendo de si se evitan o no las compensaciones musculares, falta saber en cual de los dos posicionamientos descritos se produce la menor variabilidad de los datos, es decir la mayor fiabilidad de los mismos. Si se observan los datos medios de las variables diferencia tanto del PT de la rotación interna como de la externa entre ambos grupos, se puede comprobar que son los del grupo B los más bajos, es decir los más cercanos a cero. Esto indica que la menor variabilidad intersesión se produjo en el grupo donde las compensaciones se permitieron.

Se podría haber pensado que evitar las compensaciones musculares, controlando el posicionamiento de los sujetos, produciría mejor respuesta biomecánica y por lo tanto, menor variabilidad intersesión pero, a la vista de los resultados obtenidos, esto es posiblemente un gran error conceptual. Evitar que los músculos sinérgicos de la rotación de hombro desarrollen su actividad, en todo caso aisla a los “verdaderos” protagonistas de la acción llamados músculos principales en la mayoría de los atlas y compendios tanto de anatomía como de cinesiología. Aislar entonces a los músculos principales (restando la acción de los sinergistas) permitiría en todo caso obtener datos más centrados en los mismos.

Pero como es conocido, la biomecánica del sistema músculo esquelético no funciona con limitación de la compensación muscular sino que estas sinergias son parte fundamental del control motor gestual habitual del mismo. La hipótesis por lo tanto de que un mejor control motor (usando las sinergias libremente) produciría menor variabilidad entre dos momentos observacionales podría explicar los datos obtenidos en el test isocinético.

Una vez demostrada la influencia sobre la variabilidad intersesión de los resultados de PT al evitar las compensaciones musculares de los individuos en la DC isocinética de la rotación de hombro a 60/seg., queda abierta la posibilidad de comprobar, en futuros estudios, si a otras velocidades isocinéticas se seguiría manteniendo esta circunstancia. Teniendo en cuenta además que en el ámbito de la rehabilitación, al inicio de los procesos de recuperación de la fuerza con ejercicios isocinéticos es conveniente usar velocidades isocinéticas altas que impliquen menos resistencia, conseguir datos más fiables permitiendo las compensaciones durante los ejercicios será útil para un mejor control de la evolución de los sujetos.

No existe evidencia científica sobre el riesgo en la estabilidad de las medidas, que el aprendizaje de los individuos sometidos a evaluaciones de hombro con DC pueda ocasionar. El consenso general está basado en estudios sobre la articulación de la rodilla e indican que no hay sesgo de aprendizaje cuando el ejercicio es realizado a velocidades bajas pero que a velocidades altas las medidas no se mantienen tan estables. En la fiabilidad de las medidas tomadas con DC los factores que dependen de los sujetos incluyen la fatigabilidad, habilidad para aprender, motivación, cooperación, y vulnerabilidad a la provocación del dolor. Es por esto que en este estudio, basándose en estudios anteriores, se evita la fatigabilidad de los sujetos con un diseño de ejercicios o test que, aun consiguiendo valores medios objetivables, persigan el menor número de repeticiones.

En este estudio sólo el investigador principal ha sido el encargado de efectuar las mediciones por lo que no existe error interexaminador, de esta manera se han minimizado errores que pudieran ser atribuidos a un mayor número de evaluadores. La forma de obtener en la medida de lo posible el esfuerzo máximo voluntario (EMV) de los sujetos de estudio durante las valoraciones también merece ser comentado. Los sujetos deben de ser estimulados verbalmente y realizar un ensayo previo del ejercicio para minimizar los errores que se puedan cometer (por la falta de familiarización con el mismo) además de tener un efecto de calentamiento muscular que mejore dicho EMV tal y como se ha llevado a cabo en este estudio.

El equipo de DC Primus RS™ utilizado en este estudio, ofrece la posibilidad de programar la resistencia del test de potencia (fuerza vs. velocidad) con tres diferentes niveles de resistencia que se calculan gracias a los datos obtenidos a partir de la realización de un test de fuerza isométrica previo, sobre la articulación objeto de estudio. Los tres niveles de resistencia que se pueden programar son:

- Opción 1 - Un 25% del valor de la fuerza máxima isométrica obtenida previamente.
- Opción 2 - Un 50% más alta que la fuerza de la opción 1 o el 37.5% del valor máximo de fuerza isométrica obtenida previamente.
- Opción 3 - Un 50% más alta que en la opción 2, o el 56.25% del valor máximo de fuerza isométrica del paciente obtenida previamente.

En este estudio se optó por programar el test de potencia con una resistencia prefijada del 56.25% de la máxima fuerza isométrica registrada previamente (opción 3) tal y como se explica en el apartado de descripción de la variable del test de potencia.

En el análisis de la potencia con DC el hecho de ejecutar un ejercicio a la máxima velocidad posible hace que no se produzca el mismo control motor que en la contracción isocinética a velocidad media o baja como la empleada en este estudio. El poco control motor que se tiene en este tipo de ejercicios explicaría que sobre un mismo sujeto entre un test y el siguiente (día 1 y 2), en las mismas condiciones y con una semana de diferencia, que se hayan obtenido resultados marcadamente diferentes como se ha observado en ambos grupos. De la misma forma también podrían explicarse los valores altos de los CV registrados dado que si atendemos al concepto de que el CV es el cociente medio entre los valores resgistrados tras tres repeticiones (expresado en porcentaje), dadas las características del test de potencia en el que se efectúa un gesto de tipo balístico, es frecuente encontrarse con valores no tan homogéneos entre repeticiones a diferencia de otros tipos de evaluaciones musculares usando DC. Debido por lo tanto a la gran variabilidad registrada en el coeficiente de variación (CV) intersesión obtenida, se hacía necesario comparar ambos grupos para conocer si controlar el posicionamiento o no hacerlo conseguiría reducir dicha variabilidad de CV intersesión, característica de este tipo de evaluaciones. A priori, se podría pensar que el análisis estadístico haría posible rechazar la hipótesis nula de la no existencia de diferencias

significativas en la variabilidad intersesión del CV entre los dos posicionamientos (grupos) para las variables obtenidas, otorgando la menor variabilidad de los datos al grupo en el que se evitaron las compensaciones musculares durante la ejecución del test; pero los resultados demostraron que no.

Por lo tanto el test de fuerza vs. velocidad ejecutado con una resistencia del 56.25% de la fuerza máxima isométrica obtenida previamente, produjo dentro de cada grupo gran variabilidad del CV intersesión, pero dicha variabilidad no fue significativamente diferente cuando fue comparada entre ambos grupos. Será necesario llevar a cabo futuros estudios para comprobar si al programar el sistema de DC Primus RS™ con distintos porcentajes de resistencia isométrica, se conseguiría o no, hallar diferencias significativas en la variabilidad intersesión del CV registrado entre ambos grupos.

En el caso del análisis de la variabilidad existente entre los valores del CV de fuerza obtenidos tras hacer un ejercicio isométrico de rotadores internos y externos de hombro con un sistema de DC entre ambos grupos, las diferencias halladas tampoco fueron significativas. Llama la atención el hecho de que con las características propias del ejercicio isométrico, que permite a los sujetos tener tiempo suficiente para desarrollar todo tipo de compensación muscular a la hora de desarrollar su máxima fuerza, los valores medios de fuerza isométrica obtenidos, fueron muy similares para ambas rotaciones y en ambos grupos. Tal y como se hace referencia en la introducción, era lógico pensar que en la posición de bipedestación, permitiéndose todo tipo de compensaciones musculares, los pacientes pudieran desarrollar más fuerza isométrica. Pero aun habiendo gran dispersión de los datos en general en ambos grupos, porque cada sujeto tiene unas condiciones físicas individuales, la diferencia en los valores medios observados entre ambas posiciones, no parecían relevantes, incluso antes de su análisis estadístico.

En este estudio se recogieron datos de talla y peso de cada sujeto para poder analizar su influencia. A priori se sabe que individuos con un mayor índice de masa muscular (IMC) obtienen mejores resultados de fuerza y de potencia. En este estudio se planteó dentro de los objetivos secundarios conocer si los resultados obtenidos serían diferentes, agrupando a los sujetos por sus medidas antropométricas, es decir, si el IMC influiría en los resultados obtenidos.

El IMC es una medida de asociación entre la masa y la talla de un individuo ideada por el estadístico belga Adolphe Quetelet, por lo que también se conoce como índice de Quetelet. En este estudio se dividió la muestra en dos grupos con la línea de corte en un $IMC=25$, de tal manera que un grupo estuvo formado por individuos con un IMC igual o inferior a 25 y el otro con un índice mayor. Tras analizar la influencia del IMC sobre los resultados obtenidos en el estudio se comprobó que poseer un mayor o menor IMC produjo diferencias estadísticamente significativas en la variable diferencia del CV de la evaluación isométrica en rotación interna de hombro independientemente del grupo al que pertenecieran los sujetos. En cambio el IMC de los sujetos no tuvo la misma influencia para esta variable pero en la rotación de hombro contraria, ni tampoco en el resto de las variables diferencia obtenidas de los otros dos test musculares (isocinético y potencia). Por otro lado al comparar las diferencias entre los porcentajes de sujetos pertenecientes a cada categoría de IMC entre los grupos de estudio se comprobó que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ambos. Por lo tanto poseer un IMC mayor o menor a la hora de obtener datos tras una evaluación isométrica de la rotación interna de hombro en sujetos sanos influye en la variabilidad de los mismos independientemente de si se evitan o no las compensaciones musculares durante la ejecución del test.

En el estudio de la cinesiología del hombro sabemos que la rotación externa se produce en términos generales en condiciones más desfavorables que la interna. Esto es debido entre otros factores a la forma de la cabeza del húmero, por la que

el troquíter puede suponer un conflicto óseo al final del movimiento, por la débil respuesta de estabilización que consiguen las estructuras cápsuloligamentosas cuando la rotación externa se une a la abducción, o también por la clara desventaja del número de músculos destinados a la rotación externa en comparación con los de su movimiento antagonista. Dicha desigualdad entre la rotación interna y externa en el ser humano podría ayudar a explicar los resultados de la influencia del IMC en el test isométrico.

Al preguntarse por qué la misma circunstancia no se produjo respecto a la rotación externa, la respuesta puede estar también en la propia cinesiología de la articulación. La rotación interna no es un movimiento de apertura y alejamiento de la línea media corporal. Posiblemente requiera menos esfuerzo o ayuda por parte del tronco para desarrollar su máxima fuerza y/o potencia pero se produce gracias a un mayor número de músculos y sin tantas restricciones estructurales. Esto podría explicar la existencia de diferencias significativas entre los grupos de IMC.

En la actualidad existen aún muchos aspectos por desarrollar y/o investigar en la DC, como son parámetros de normalidad en las diferentes articulaciones y en los diferentes tipos de ejercicios, el significado y uso de los datos en medicina legal tanto como ayuda a la baremación y peritaje de incapacidades, así como factor coadyuvante en el pronóstico de recuperación tras la lesión. Se ha avanzado mucho en los últimos años en la utilización de la DC como herramienta de valoración de diferentes intervenciones, no sólo en el mundo del deporte, sino también en medicina rehabilitación y fisioterapia. Pero aún quedan muchas preguntas sin resolver así como muchas mejoras que hacer en los equipos como es el caso de la valoración de los movimientos del tronco o de gestos balísticos. Un ejemplo es el hecho de que, aunque son muchos los estudios que se han realizado sólo sobre mujeres o sólo sobre hombres, existe muy poca información sobre la influencia del género en los resultados. En este estudio participaron un total de 86

mujeres y un total de 54 hombres destinándose el mismo número de hombres que de mujeres a cada grupo, existiendo una diferencia no significativa en la distribución de sexos entre ambos grupos. Cuando se analizó la influencia del género en los resultados del estudio se comprobó que no afectó a los mismos en ninguna de las hipótesis operativas planteadas.

Finalmente en este estudio se contempló también la opción de saber si al analizar los resultados obtenidos serían diferentes al dividir los grupos por dominancia pero, al tener un total de 10 sujetos zurdos en el grupo A y un total de tan sólo 3 en el grupo B se desestimó esta posibilidad por la poca representatividad que tuvo la dominancia zurda. La dominancia en este sentido ha sido una limitación clara en este estudio. Será necesario en el futuro diseñar estudios que observen contemplar un número suficientemente representativo de ambas dominancias para poder analizar su influencia en los diferentes test realizados.

Como ya se ha indicado existen muchos estudios publicados en los que sí se permitieron las compensaciones musculares durante las evaluaciones isocinéticas de rotación de hombro, o en los que no se justificó explícitamente el por qué de los posicionamientos de los individuos. El no hacerlo será entonces correcto siempre y cuando el objetivo principal no dé importancia a la fiabilidad de los datos obtenidos entre varias observaciones, sino el análisis del comportamiento de la musculatura de los individuos al realizar dichos ejercicios independientemente de su posicionamiento.

Es necesario destacar, por lo tanto, que en la contribución que pueda hacer este estudio a la hora de establecer mejores protocolos de posicionamiento en la valoración de la rotación de hombro, ha de tenerse en cuenta el objetivo del/los ejercicios que se lleven a cabo. Si lo que se persigue es incorporar los beneficios de la contracción isocinética al proceso de recuperación o entrenamiento de la musculatura rotadora, habría que plantearse la posibilidad de permitir la

compensación muscular para asemejar el ejercicio a los movimientos fisiológicos del gesto a realizar o también en aquellos estudios en los que la finalidad los del uso de la DC sean evaluativos y poder así minimizar los errores de medida.

CONCLUSIONES

- Permitir las compensaciones musculares o no hacerlo durante las valoraciones isocinéticas a 60°/seg de la rotación de hombro en pacientes sanos influye de manera significativa en la variabilidad intersesión de los datos de PT.
- La longitud del brazo de palanca y la fuerza máxima isocinética no influye en las diferencias en PT halladas en este estudio.
- Permitir o no las compensaciones musculares durante la ejecución de valoraciones de fuerza isométricas o potencia, no influye en la variabilidad intersesión de los CV que se obtengan.
- Son necesarios estudios que programen el test de potencia con otros porcentajes de resistencia para comprobar si los resultados de este estudio se mantienen.
- Es necesario balancear el muestreo por IMC cuando se lleven a cabo evaluaciones isométricas de la rotación interna de hombro en pacientes sanos.
- Para poder analizar la influencia de la edad sobre los resultados obtenidos será necesario llevar a cabo futuros estudios con una distribución de la edad más homogénea entre ambos grupos.
- Para poder analizar la influencia de la dominancia sobre los objetivos planteados será necesario llevar a cabo un reparto homogéneo de la misma entre los grupos.
- Son necesarios nuevos estudios que evalúen la rotación de hombro a otras velocidades isocinéticas para ver si estos resultados se mantienen.

BIBLIOGRAFIA

- (1) Cyriax JH. Textbook of orthopaedic medicine. 5th ed. California: Baillière, Tindall & Cassell,; 1975.
- (2) BurBank KM, StevenSon JH, Czarniecki GR, Dorfman J. Chronic shoulder pain: part I. Evaluation and diagnosis. *Am Fam Physician* 2008;77(4):453-460.
- (3) Smith L, Burnet S, McNeil J. Musculoskeletal manifestations of diabetes mellitus. *Br J Sports Med* 2003;37:30-50.
- (4) Cakir M, Samanci N, Balci N, Balci M. Musculoskeletal manifestations in patients with thyroid disease. *Clin Endocrinol (Oxf)* 2003;59:162-167.
- (5) Norlander S, Gustavsson B, Lindell J, Nordgren B. Reduced mobility in the cervicothoracic motion segment: a risk factor for musculoskeletal neck-shoulder pain a two-year prospective follow-up study. *Scand J Rehabil Med* 1997;19:177-174.
- (6) Glockner S. Shoulder pain: a diagnostic dilemma. 1995;51:1667-1692.
- (7) Herring SA, Nilson KL. Introduction to overuse injuries. *Clin Sports Med* 1987 Apr;6(2):225-239.
- (8) Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med* 1998 Mar-Apr;26(2):325-337.
- (9) Kibler WB. Role of the scapula in the overhead throwing motion. *Contemp Orthop* 1991;22(5):525-532.
- (10) Henríquez CD, Herrera E, Navarro R, Ruiz J, Jiménez JF, Brito ME. Hombro doloroso: tendinitis del supraespinoso en el ámbito laboral. *Jorn canar traumatol cir ortop espec post -grad* 2002;16.
- (11) Linsell L, Dawson J, Zondervan K, Rose P, Randall T, Fitzpatrick R, et al. Prevalence and incidence of adults consulting for shoulder conditions in UK primary care; patterns of diagnosis and referral. *Rheumatology (Oxford)* 2006 Feb;45(2):215-221.
- (12) Jordan KP, Joud A, Bergknut C, Croft P, Edwards JJ, Peat G, et al. International comparisons of the consultation prevalence of musculoskeletal conditions using population-based healthcare data from England and Sweden. *Ann Rheum Dis* 2013 Jan 23.
- (13) Jordan KP, Kadam UT, Hayward R, Porcheret M, Young C, Croft P. Annual consultation prevalence of regional musculoskeletal problems in primary care: an observational study. *BMC musculoskeletal disorders* 2010;11(1):144.
- (14) Roddy E, Zwierska I, Jordan KP, Dawes P, Hider SL, Packham J, et al. Musculoskeletal clinical assessment and treatment services at the primary-secondary care interface: an observational study. *Br J Gen Pract* 2013 Feb;63(607):141-148.
- (15) Brox J. Shoulder pain. *Best Pract Res ClinRheumatol* 2003;17:33-56.

- (16) Van der Heijden GJ. Shoulder disorders: a state-of-the-art review. *Baillieres Best Pract Res Clin Rheumatol* 1999 Jun;13(2):287-309.
- (17) Van der Windt DA, Koes BW, de Jong BA, Bouter LM. Shoulder disorders in general practice: incidence, patient characteristics, and management. *Ann Rheum Dis* 1995 Dec;54(12):959-964.
- (18) Brattberg G, Thorslund M, Wikman A. The prevalence of pain in a general population. The results of a postal survey in a county of Sweden. *Pain* 1989;37(2):215-222.
- (19) Mäkelä M, Heliövaara M, Sainio P, Knekt P, Impivaara O, Aromaa A. Shoulder joint impairment among Finns aged 30 years or over: prevalence, risk factors and comorbidity. *Rheumatology* 1999;38(7):656-662.
- (20) Pope DP, Croft PR, Pritchard CM, Silman AJ. Prevalence of shoulder pain in the community: the influence of case definition. *Ann Rheum Dis* 1997;56(5):308-312.
- (21) Greving K, Dorrestijn O, Winters J, Groenhof F, Van der Meer K, Stevens M, et al. Incidence, prevalence, and consultation rates of shoulder complaints in general practice. *Scand J Rheumatol* 2012;41(2):150-155.
- (22) Felipe O, Navarro Navarro R, Ruiz Caballero JA, Jiménez Díaz J, Brito Ojeda ME. Estudio del síndrome del manguito de los rotadores en una consulta de atención primaria. 2006.
- (23) Sánchez F, Linares BJ, Cruz JM. Patología del manguito de los rotadores en el ambiente laboral. IL3 Universitat de Barcelona 2007.
- (24) Rosenbaum DA, Grzywacz JG, Chen H, Arcury TA, Schulz MR, Blocker JN, et al. Prevalence of epicondylitis, rotator cuff syndrome, and low back pain in latino poultry workers and manual laborers. *Am J Ind Med* 2013;56(2):226-234.
- (25) Baltzopoulos V, Brodie D. Isokinetic dynamometry. *Sports Medicine* 1989;8(2):101-116.
- (26) Bagg SD, Forrest WJ. Electromyographic study of the scapular rotators during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med* 1986 Jun;65(3):111-124.
- (27) Bagg SD, Forrest WJ. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med Rehabil* 1988 Dec;67(6):238-245.
- (28) BTE. PrimusRS - The Ultimate Physical Therapy Equipment: System Overview.. 2014; Available at: <http://www.btetech.com/primusrs.htm>. Accessed Enero/14, 2014.
- (29) Dvir Z. Isokinetics. Muscle testing, interpretation and clinical applications. : Churchill Livingstone; 2004.
- (30) Dvir Z. Clinical applicability of isokinetics: a review. *Clin Biomech* 1991;6(3):133-144.

- (31) Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med* 1992 Jul-Aug;20(4):455-458.
- (32) Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Herisson C. Isokinetic strength measurement and training of the shoulder: methodology and results. *Ann Readapt Med Phys* 2005 Mar;48(2):80-92.
- (33) Cools AM, Witvrouw EE, Mahieu NN, Danneels LA. Isokinetic scapular muscle performance in overhead athletes with and without impingement symptoms. *Journal of athletic training* 2005;40(2):104.
- (34) Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard P, Hérisson C, Gremeaux V. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2013;16(2):162-165.
- (35) Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. *Am J Sports Med* 1990;18(2):124-128.
- (36) Hageman PA, Mason DK, Rydlund KW, Himpal SA. Effects of position and speed on eccentric and concentric isokinetic testing of the shoulder rotators. *J Orthop Sports Phys Ther* 1989;11(2):64-69.
- (37) Hartsell H. The effects of body position and stabilization on isokinetic torque ratios for the shoulder rotators. *Isokinetics Exerc Sci* 1998;7(4):161-170.
- (38) Kuhlman J, Iannotti J, Kelly M, Riegler F, Gevaert M, Ergin T. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 1992;74(9):1320-1333.
- (39) Lomond KV, Côté JN. Differences in posture–movement changes induced by repetitive arm motion in healthy and shoulder-injured individuals. *Clin Biomech* 2011;26(2):123-129.
- (40) Radaelli R, Bottaro M, Weber F, Brown LE, Pinto RS. Influence of body position on shoulder rotator muscle strength during isokinetic assessment. *Isokinetics Exerc Sci* 2010;18(3):119-124.
- (41) Voss I, Myers. *Facilitación Neuromuscular propioceptiva. Patrones y técnicas*. 3ª ed.: Médica panamericana; 1985.
- (42) Bisbe S, Segarra. *Fisioterapia en neurología. Procedimientos para restablecer la capacidad funcional*. 1ª ed.: Médica Panamericana; 2009.
- (43) Codman E. *The shoulder: Rupture of the Supraspinatus Tendon and Other Lesions In or About the Subacromial Bursa*. Boston: Thomas Todd Co.; 1934.
- (44) Cyriax J. Diagnosis at the shoulder. *S Afr Med J* 1958 Jan 18;32(3):62-68.
- (45) Kibler WB, Ludewig PM, McClure P, Uhl TL, Sciascia A. Scapular Summit 2009, July 16, 2009, Lexington, Kentucky. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2009;39(11):A1-A13.

- (46) Kibler WB, Ludewig PM, McClure PW, Michener LA, Bak K, Sciascia AD. Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the 'Scapular Summit'. *Br J Sports Med* 2013 Sep;47(14):877-885.
- (47) de Castro MP, Ribeiro DC, de Forte F, de Toledo JM, Aldabe D, Loss JF. Shoulder Kinematics is Not Influenced by External Load During Elevation in the Scapular Plane. *J Appl Biomech* 2013 Jul 20.
- (48) Scibek JS, Carcia CR. Assessment of scapulohumeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World J Orthop* 2012 Jun 18;3(6):87-94.
- (49) Matsuki K, Matsuki KO, Yamaguchi S, Ochiai N, Sasho T, Sugaya H, et al. Dynamic in vivo glenohumeral kinematics during scapular plane abduction in healthy shoulders. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012 Feb;42(2):96-104.
- (50) Borstad JD, Ludewig PM. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002 Nov-Dec;17(9-10):650-659.
- (51) Makhsous M, Hogfors C, Siemienski A, Peterson B. Total shoulder and relative muscle strength in the scapular plane. *J Biomech* 1999 Nov;32(11):1213-1220.
- (52) Xue Q, Huang G. Dynamic stability of glenohumeral joint during scapular plane elevation. *Chin Med J (Engl)* 1998 May;111(5):447-449.
- (53) McQuade KJ, Smidt GL. Dynamic scapulohumeral rhythm: the effects of external resistance during elevation of the arm in the scapular plane. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998 Feb;27(2):125-133.
- (54) McMahon PJ, Debski RE, Thompson WO, Warner JJ, Fu FH, Woo SL. Shoulder muscle forces and tendon excursions during glenohumeral abduction in the scapular plane. *J Shoulder Elbow Surg* 1995 May-Jun;4(3):199-208.
- (55) Michiels I, Grevenstein J. Kinematics of shoulder abduction in the scapular plane. On the influence of abduction velocity and external load. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1995 Apr;10(3):137-143.
- (56) Tata GE, Ng L, Kramer JF. Shoulder antagonistic strength ratios during concentric and eccentric muscle actions in the scapular plane. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993 Dec;18(6):654-660.
- (57) Bagg SD, Forrest WJ. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med Rehabil* 1988 Dec;67(6):238-245.
- (58) Neer CS. Impingement lesions. *Clin Orthop* 1983;173:70-77.
- (59) Plotnikoff NA, MacIntyre DL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotator strength. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2002;12(6):367-372.
- (60) Escamilla RF, Andrews JR. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports medicine* 2009;39(7):569-590.

- (61) Inman VT, Abbott LC. Observations of the Function of the Shoulder Joint. Clin Orthop 1996;330:3-12.
- (62) Kim YK, Hinrichs RN, Dounskaia N. Multicomponent control strategy underlying production of maximal hand velocity during horizontal arm swing. J Neurophysiol 2009 Nov;102(5):2889-2899.
- (63) Martín J. Cinética articular del hombro. Revisión de una década de investigaciones. Fisioterapia 2001;23:9-14.
- (64) Moghadam MN, Aminian K, Asghari M, Parnianpour M. How well do the muscular synergies extracted via non-negative matrix factorisation explain the variation of torque at shoulder joint? Comput Methods Biomech Biomed Engin 2013;16(3):291-301.
- (65) Poppen N, Walker P. Normal and abnormal motion of the shoulder. J Bone Joint Surg Am 1976;58(2):195-201.
- (66) Howell SM, Imobersteg A, Seger D, Marone P. Clarification of the role of the supraspinatus muscle in shoulder function. J Bone Joint Surg Am 1986;68(3):398-404.
- (67) Kapandji I. Cuadernos de fisiología articular. Miembro superior. 4ª ed. Barcelona: Masson; 1982.
- (68) Clarsen B, Bahr R, Andersson SH, Munk R, Myklebust G. Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: a prospective cohort study. Br J Sports Med 2014 Sep;48(17):1327-1333.
- (69) Escamilla RF, Andrews JR. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. Sports Med 2009;39(7):569-590.
- (70) Kim YK, Hinrichs RN, Dounskaia N. Multicomponent control strategy underlying production of maximal hand velocity during horizontal arm swing. J Neurophysiol 2009 Nov;102(5):2889-2899.
- (71) Davis K, Marras W. The effects of motion on trunk biomechanics. Clin Biomech 2000;15(10):703-717.
- (72) Leardini A, Berti L, Begon M, Allard P. Effect of trunk sagittal attitude on shoulder, thorax and pelvis three-dimensional kinematics in able-bodied subjects during gait. PLoS One 2013 Oct 29;8(10):e77168.
- (73) Nocera J, Rubley M, Holcomb W, Guadagnoli M. The effects of repetitive throwing on shoulder proprioception and internal and external rotation strength. J Sport Rehab 2006;15(4):351.
- (74) Reinold MM, Escamilla R, Wilk KE. Current concepts in the scientific and clinical rationale behind exercises for glenohumeral and scapulothoracic musculature. journal of orthopaedic & sports physical therapy 2009;39(2):105-117.
- (75) Stodden DF, Campbell BM, Moyer TM. Comparison of trunk kinematics in trunk training exercises and throwing. J Strength Cond Res 2008 Jan;22(1):112-118.

- (76) Oyama S, Yu B, Blackburn JT, Padua DA, Li L, Myers JB. Effect of excessive contralateral trunk tilt on pitching biomechanics and performance in high school baseball pitchers. *Am J Sports Med* 2013 Oct;41(10):2430-2438.
- (77) Aguinaldo AL, Buttermore J, Chambers H. Effects of upper trunk rotation on shoulder joint torque among baseball pitchers of various levels. *Journal of Applied Biomechanics* 2007;23(1):42.
- (78) D'Avella A, Fernandez L, Portone A, Lacquaniti F. Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed. *J Neurophysiol* 2008 Sep;100(3):1433-1454.
- (79) Pigeon P, Yahia LH, Mitnitski AB, Feldman AG. Superposition of independent units of coordination during pointing movements involving the trunk with and without visual feedback. *Exp Brain Res* 2000 Apr;131(3):336-349.
- (80) Archambault P, Pigeon P, Feldman A, Levin M. Recruitment and sequencing of different degrees of freedom during pointing movements involving the trunk in healthy and hemiparetic subjects. *Experimental Brain Research* 1999;126(1):55-67.
- (81) Fuller JR, Lomond KV, Fung J, Côté JN. Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19(6):1043-1052.
- (82) Yamasaki H, Hoshi F, Fujisawa H, Nagasaki H. Incomplete posture adjustment during rapid arm movement 1. *Percept Mot Skills* 2009;108(3):915-932.
- (83) Adams KM, Thompson ST. Continuous passive motion use in hand therapy. *Hand Clin* 1996 Feb;12(1):109-127.
- (84) Adamuz Cervera FJ, Nerín Rotger M. El fisioterapeuta en la prevención de lesiones del deporte. 2006.
- (85) Albright J, Allman R, Bonfiglio RP, Conill A, Dobkin B, Guccione AA, et al. Philadelphia Panel evidence-based clinical practice guidelines on selected rehabilitation interventions for low back pain. *Phys Ther* 2001;81(10):1641-1674.
- (86) Allander E. Prevalence, incidence, and remission rates of some common rheumatic diseases or syndromes. *Scand J Rheumatol* 1974;3:145-153.
- (87) Andersen LL, Christensen KB, Holtermann A, Poulsen OM, Sjogaard G, Pedersen MT, et al. Effect of physical exercise interventions on musculoskeletal pain in all body regions among office workers: a one-year randomized controlled trial. *Man Ther* 2010 Feb;15(1):100-104.
- (88) Appen L, Duncan PW. Strength relationship of the knee musculature: effects of gravity and sport*. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1986;7(5):232-235.
- (89) Baechle TR, Earle RW. Principios del entrenamiento de la fuerza y del acondicionamiento físico. : Ed. Médica Panamericana; 2007.

- (90) Bottaro M, Russo A, Oliveira R. The effects of rest interval on quadriceps torque during an isokinetic testing protocol in elderly. *J Sports Sci Med* 2005;4(3):285-290.
- (91) Cailliet R. Anatomía funcional, biomecánica Cailliet. 2006.
- (92) Córdoba A. Compendio de fisiología para ciencias de la salud. Madrid Mc GrawHill. 1994.
- (93) Perrin DH, Costill DL. Isokinetic exercise and assessment. : Human Kinetics Publishers Champaign (IL); 1993.
- (94) Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther* 1967 Feb;47(2):114-117.
- (95) Huesa Jiménez F, García Díaz J, Vargas Montes J. Dinamometría isocinética. *Rehabilitación* 2005;39(6):288-296.
- (96) Isidro Donate F. Generalidades sobre la dinamometría isocinética. Available at: <http://www.felipeisidro.com/recursos/index%20recursos.htm>. Accessed 13/10, 2014.
- (97) Winter D, Wells R, Orr G. Errors in the use of isokinetic dynamometers. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1981;46(4):397-408.
- (98) Thorstensson A, Nilsson J. Trunk muscle strength during constant velocity movements. *Scand J Rehabil Med* 1982;14(2):61-68.
- (99) Nelson SG, Duncan PW. Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity. A clinical report. *Phys Ther* 1983 May;63(5):674-676.
- (100) Niemeyer L, Matheson L, Carlton R. Testing consistency of effort: BTE Work Simulator. *Industrial Rehabilitation Quarterly* 1989;2.
- (101) Niemeyer L, Matheson L, Carlton R. Testing consistency of effort: BTE Work Simulator. *Industrial Rehabilitation Quarterly* 1989;2.
- (102) Wulf G. Attention and motor skill learning. : Human Kinetics; 2007.
- (103) Wulf G, Prinz W. Directing attention to movement effects enhances learning: A review. *Psychon Bull Rev* 2001;8(4):648-660.
- (104) Campenella B, Mattacola CG, Kimura IF. Effect of visual feedback and verbal encouragement on concentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females. *Isokinetics Exerc Sci* 2000;8(1):1-6.
- (105) Peacock B, Westers T, Walsh S, Nicholson K. Feedback and maximum voluntary contraction. *Ergonomics* 1981;24(3):223-228.
- (106) Lukaszewicz WC. Effect of visual feedback and verbal encouragement on eccentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females 1997.
- (107) Bickers MJ. Does verbal encouragement work? The effect of verbal encouragement on a muscular endurance task. *Clin Rehabil* 1993;7(3):196-200.

- (108) Marchant DC, Greig M, Scott C. Attentional focusing instructions influence force production and muscular activity during isokinetic elbow flexions. *J Strength Cond Res* 2009 Nov;23(8):2358-2366.
- (109) Greenberger HB, Paterno MV. Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1995;22(5):202-206.
- (110) Edouard P, Samozino P, Julia M, Vanbiervliet W, Calmels P, Gremeaux V. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *J Sport Rehab* 2011;20(3):367-383.
- (111) Lin JJ, Yang JL. Reliability and validity of shoulder tightness measurement in patients with stiff shoulders. *Man Ther* 2006 May;11(2):146-152.
- (112) Michener LA, Boardman ND, Pidcoe PE, Frith AM. Scapular muscle tests in subjects with shoulder pain and functional loss: reliability and construct validity. *Phys Ther* 2005 Nov;85(11):1128-1138.
- (113) Hayes KW, Petersen CM. Reliability of classifications derived from Cyriax's resisted testing in subjects with painful shoulders and knees. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003 May;33(5):235-246.
- (114) Lew PC, Lewis J, Story I. Inter-therapist reliability in locating latent myofascial trigger points using palpation. *Man Ther* 1997 May;2(2):87-90.
- (115) Montgomery LC, Douglass LW, Deuster PA. Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance. *J Orthop Sports Phys Ther* 1989;10(8):315-322.
- (116) Agre JC, Magness JL, Hull SZ, Wright KC, Baxter TL, Patterson R, et al. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehabil* 1987 Jul;68(7):454-458.
- (117) Johnson J, Siegel D. Reliability of an isokinetic movement of the knee extensors. *Research Quarterly.American Alliance for Health, Physical Education and Recreation* 1978;49(1):88-90.
- (118) Johnson J, Siegel D. Reliability of an isokinetic movement of the knee extensors. *Research Quarterly.American Alliance for Health, Physical Education and Recreation* 1978;49(1):88-90.
- (119) Ayala F, Sainz de Baranda P, De Ste Croix M, Santonja F. Revisión/review fiabilidad absoluta de las medidas isocinéticas para estimar la función muscular absolute reliability of isokinetic measurements for estimating muscle function.
- (120) Hart DL, Stobbe TJ, Till CW, Plummer RW. Effect of trunk stabilization on quadriceps femoris muscle torque. *Phys Ther* 1984 Sep;64(9):1375-1380.
- (121) Walmsley RP, Szybbo C. A comparative study of the torque generated by the shoulder internal and external rotator muscles in different positions and at varying speeds. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;9(6):217-222.

- (122) Soderberg GL, Blaschak MJ. Shoulder Internal and External Rotation Peak Torque Production through a Velocity Spectrum in Differing. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;8(11):518-524.
- (123) Mayhew T, Rothstein J. Measurement of muscle performance with instruments. *Measurement in Physical Therapy*. New York, NY: Churchill Livingstone Inc 1985:57-102.
- (124) Patel D, Fahmy N, Sakayan A. Isokinetic and functional evaluation of the knee following arthroscopic surgery. *Clin Orthop* 1982;167:84-91.
- (125) Chan K, Maffulli N, Korkia P, Li RC. Principles and practice of isokinetics in sports medicine and rehabilitation. : Williams & Wilkins Hong Kong; 1996.
- (126) Oliete F,. Papel de los isocinéticos en la recuperación del deportista. Centre d'alt rendiment de San Cugat. Consorci Sanitari de Terrasa. Available at: <http://www.aula.acemefide.org/cursos/photo/114461022825-isocin2305.pdf>. Accessed 10/25, 2014.
- (127) de Castro MP, Ribeiro DC, de Camargo Forte F, de Toledo JM, Krug RC, Loss JF. Estimated force and moment of shoulder external rotation muscles: differences between transverse and sagittal planes. *Journal of applied biomechanics* 2012;28(6):701-707.
- (128) Zanca GG, Oliveira AB, Saccol MF, Mattiello-Rosa SM. Isokinetic dynamometry applied to shoulder rotators–Velocity limitations in eccentric evaluations. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2011;14(6):541-546.
- (129) Perrine JJ. Isokinetic exercise and the mechanical energy potentials of muscle. *Journal of Health, Physical Education, Recreation* 1968;39(5):40-44.
- (130) Gransberg L, Knutsson E. Determination of dynamic muscle strength in man with acceleration controlled isokinetic movements. *Acta Physiol Scand* 1983;119(3):317-320.
- (131) Lander JE, Bates BT, Sawhill JA, Hamill J. A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Med Sci Sports Exerc* 1985 Jun;17(3):344-353.
- (132) Murray MP, Gardner GM, Mollinger LA, Sepic SB. Strength of isometric and isokinetic contractions: knee muscles of men aged 20 to 86. *Phys Ther* 1980 Apr;60(4):412-419.
- (133) Osternig LR. Optimal isokinetic loads and velocities producing muscular power in human subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1975 Apr;56(4):152-155.
- (134) Sapega AA, Nicholas JA, Sokolow D, Saraniti A. The nature of torque "overshoot" in Cybex isokinetic dynamometry. *Med Sci Sports Exerc* 1982;14(5):368-375.
- (135) Sawhill JA. Biomechanical characteristics of rotational velocity and movement complexity in isokinetic performance 2003.

- (136) Osternig LR. Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev* 1986;14:45-80.
- (137) Querelle y Cia. Ltda. Available at: http://www.profesorenlinea.cl/fisica/Fuerzas_Torque_momento.html. Accessed 10/16, 2014.
- (138) Jenkins WL, Thackaberry M, Killian C. Speed-specific isokinetic training. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1984;6(3):181-183.
- (139) X. Calderón Martínez, MJ Montero Orellana. Correlación entre torque isocinético máximo de cuádriceps y potencia de la cadena muscular de la extremidad inferior. Chile: Universidad de Chile; 2004.
- (140) Dehail P, Gagnon D, Noreau L, Nadeau S. Assessment of agonist-antagonist shoulder torque ratios in individuals with paraplegia: a new interpretative approach. *Spinal Cord* 2008 Aug;46(8):552-558.
- (141) Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2008;11(5):452-459.
- (142) Ng G, Lam P. A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002;32(8):399-404.
- (143) Land H, Gordon S. What is normal isokinetic shoulder strength or strength ratios? A systematic review. *Isokinetics Exerc Sci* 2011 12;19(4):231-241.
- (144) Kellis E, Baltzopoulos V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:1616-1623.
- (145) Powers SK, Howley ET. *Exercise physiology: Theory and application to fitness and performance*. : McGraw-Hill; 2004.
- (146) Wilmore JH, Costill DL. *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. : Editorial Paidotribo; 2004.
- (147) Lopategui Corsino E. Experimento de laboratorio C-3. Potencia vertical. 2012; Available at: http://www.saludmed.com/LabFisio/PDF/LAB_C3-Potencia_Vertical.pdf. Accessed 10/22, 2014.
- (148) Instituto Nacional de tecnologías educativas y de formación del profesorado. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. Proyecto Newton. Available at: http://newton.cnice.mec.es/materiales_didacticos/energia/trabajo.htm?1&1. Accessed 16/10, 2014.
- (149) Barón L,FJ. Biostatística.Apuntes y vídeos de mis asignaturas en la universidad de Málaga. 2009; Available at: <http://www.bioestadistica.uma.es/baron/wordpress/index.php>. Accessed 10/24, 2013.
- (150) Matheson LN, Re-visiting DM. How do you know that he tried his best. *Reliability crisis in industrial rehabilitation.Ind Rehabil Q* 1988;1(1):11-12.

- (151) Birmingham TB, Kramer JF, Speechley M, Chesworth BM, MacDermid J. Measurement variability and sincerity of effort: clinical utility of isokinetic strength coefficient of variation scores. *Ergonomics* 1998;41(6):853-863.
- (152) Chaler J, Garreta R, Alcázar A, Abril M, Unyo C, Pujol E, et al. Evaluación de la sinceridad del esfuerzo en el hombro mediante dinamometría isocinética. *Rehabilitación* 2002;36(5):284-292.
- (153) Lechner DE, Bradbury SF, Bradley LA. Detecting sincerity of effort: a summary of methods and approaches. *Phys Ther* 1998;78(8):867-888.
- (154) Khalil TM, Goldberg ML, Asfour SS, Moty EA, Rosomoff RS, Rosomoff HL. Acceptable maximum effort (AME): a psychophysical measure of strength in back pain patients. *Spine* 1987;12(4):372-376.
- (155) Harber P, SooHoo K. Static ergonomic strength testing in evaluating occupational back pain. *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 1984;26(12):877-884.
- (156) Luoto S, Hupli M, Alaranta H, Hurri H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part II: Coefficient of variation in isokinetic measurement in maximal effort and in submaximal effort. *Scand J Rehabil Med* 1996;28(4):207.
- (157) Kannus P. Normality, variability and predictability of work, power and torque acceleration energy with respect to peak torque in isokinetic muscle testing. *Int J Sports Med* 1992;13(03):249-256.
- (158) Chaffin DB, Herrin GD, Keyserling WM. An Updated Position. *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 1978;20(6):403-408.
- (159) Simonsen JC. Coefficient of variation as a measure of subject effort. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76(6):516-520.
- (160) Shechtman O. Using the coefficient of variation to detect sincerity of effort of grip strength: a literature review. *Journal of Hand Therapy* 2000;13(1):25-32.
- (161) Saunders N, Bohannon R. Can feigned maximal efforts be distinguished from maximal efforts. *J Hum Muscle Perform* 1991;1:16-24.
- (162) JJOS BN, BLASCO OMB, SERRANO VC, GARCIA RD, GARCIA JE, ESCORTELL AI, et al. Estadística descriptiva y nociones de probabilidad. : Editorial Paraninfo; 2006.
- (163) Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé (ANAES). Les Appareils d'isocinétisme en evaluation et en reeducation musculaire: interet et utilisation. http://www.has-sante.fr/portail/jcms/fc_1249588/fr/accueil-2012 2011.
- (164) Donatelli RA. Physical therapy of the shoulder. : Elsevier Health Sciences; 2011.
- (165) Hulstyn MJ, Fadale PD. Shoulder injuries in the athlete. *Clin Sports Med* 1997;16(4):663-679.

- (166) Forthomme B, Dvir Z, Crielaard J, Croisier J. Isokinetic assessment of the shoulder rotators: a study of optimal test position. *Clinical physiology and functional imaging* 2011;31(3):227-232.
- (167) Hellwig EV. A comparison of two positions for assessing shoulder rotator peak torque: the traditional frontal plane versus the plane of the scapula. *Isokinet Exerc Sci* ;1(4):202-206.
- (168) Walmsley RP, Szybbo C. A comparative study of the torque generated by the shoulder internal and external rotator muscles in different positions and at varying speeds. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;9(6):217-222.
- (169) Otis JC, Warren RF, Backus SI, Santner TJ, Mabrey JD. Torque production in the shoulder of the normal young adult male. The interaction of function, dominance, joint angle, and angular velocity. *Am J Sports Med* 1990 Mar-Apr;18(2):119-123.
- (170) Beach ML, Whitney SL, Dickoff-Hoffman SA. Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1992;16(6):262-268.
- (171) Jhonston T. Movements of the shoulder joint.plea for use of "plane of the scapula" as plane of reference for movements occurring at humero-scapula joint. *BR J Surg* 1937;25:252-257.
- (172) Rathbun JB, Macnab I. The microvascular pattern of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 1970 Aug;52(3):540-553.
- (173) Whitcomb L, Kelley M, Leiper C. A comparison of torque production during dynamic strength testing of shoulder abduction in the coronal plane and the plane of the scapula. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;21(4):227-232.
- (174) Nagaoka T. Dynamic analysis of the shoulder girdle muscles during tracking movements in the scapular plane and in the sagittal plane--an electromyographic study. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi* 1986 Nov;60(11):1137-1146.
- (175) Tata GE, Ng L, Kramer JF. Shoulder antagonistic strength ratios during concentric and eccentric muscle actions in the scapular plane. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993 Dec;18(6):654-660.

ANEXOS

Anexo 1: Orientación del húmero en el plano escapular (45° de abducción + 30° grados de flexión de hombro).



Figura 35: Posicionamiento controlado.



Figura 36: Posicionamiento no controlado

Anexo 2 :



DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Estudio clínico:

Influencia del control del posicionamiento sobre la dinamometría computarizada de los músculos rotadores de hombro.

Usted tiene derecho a conocer el procedimiento al que va a ser sometido como participante en este estudio clínico y las complicaciones más frecuentes que puedan ocurrir.

Este documento intenta explicarle todas estas cuestiones; léalo atentamente y consulte todas las dudas que se le planteen. Le recordamos que, por imperativo legal, tendrá que firmar, usted o su representante legal, el consentimiento informado para que podamos realizarle dicho procedimiento.

OBJETIVO GENERAL DEL ESTUDIO:

Nuestro objetivo es comparar los datos obtenidos tras hacer un set de tres diferentes ejercicios diferentes de rotación interna y externa con el hombro dominante realizados en dos días diferentes con el máximo esfuerzo y con una diferencia de una semana entre la primera medición (día 1) y la segunda (día 2).

En función del grupo al que sea ud. Asignado o bien permanecerá sentado y cinchado al respaldo para a continuación hacer los tres ejercicios necesarios en el estudio o bien permanecerá de pie y sin cinchar mientras se hacen los ejercicios.

El segundo día de medición se hará SIETE DIAS DESPUES DE LA PRIMERA (una semana despues y se procederá esactamente igual que el primer día de mediciones. Se necesita que éste segundo día el sujeto de estudio acuda con el mismo calzado que usó el primer día de medición si fue seleccionado en el grupo B (medición sin control de posición).

Las variables que analizaremos serán: *mean peak torke* (media del momento máximo de fuerza) en ejercicio isocinético concéntrico, pico de fuerza máximo en contracción isométrica , y potencia con un test de torque/velocidad para la rotación externa.

Se busca conocer, si el control de la posición afecta a la fiabilidad/repetibilidad de las pruebas y en el caso de que así sea, si el protocolo de posicionamiento controlado, permite realizar futuros trabajos controlando los sesgos que pudieran ser ocasionados por no protocolizar dicho posicionamiento.

PROCEDIMIENTO Y EJERCICIOS A EFECTUAR POR PARTE DE LOS SUJETOS:

Previo a cada valoración se hará un calentamiento por medio de un ejercicio isocinético concéntrico de rotación interna y externa del miembro superior dominante a 180 °/seg. con una fuerza submáxima. Para este calentamiento se usará el sistema Primus RS.

EJERCICIOS:

Lado dominante:

EL SUJETO SE SENTARÁ EN EL SILLÓN DEL SISTEMA PRIMUS RS Y SE LE CINCHARÁ EL TRONCO AL RESPALDO PARA EVITAR HACER COMPENSACIONES MUSCULARES DURANTE EL ESFUERZO.



Fig 1

Lado dominante:

EL PACIENTE PERMANECERÁ DE PIE SIN SISTEMAS DE FIJACIÓN EN UNA ACTITUD LIBRE PARA HACER LOS EJERCICIOS CON LA MÁXIMA FUERZA SOBRE EL SISTEMA PRIMUS RS.



Fig 2

Día 2: UNA SEMANA DESPUES se repetirá el mismo proceso.
Entre un ejercicio y el siguiente dentro de cada fase se tendrá un tiempo mínimo de descanso de 40 segundos.

IMPORTANTE:

El tiempo estimado de la colaboración varía entre 40-60 min por día.

Sólo podrán formar parte del estudio aquellos voluntarios que cumplan los siguientes criterios de inclusión en el estudio:

Hombres y mujeres adultos que no sufran de dolencia de hombro dominante.
Firmar este consentimiento informado.

No podrán formar parte de este estudio aquellos voluntarios que:

Refieran fractura o cicatriz inestable del hueso o la articulación del hombro.

Que refieran algún tipo de dolor en hombro.

Llevar marcapasos o ser hipertenso.

En general cualquier contraindicación de la cinesiterapia pasiva, activa o resistida.

Alteraciones sistémicas que no permitan la realización de actividades de esfuerzo.

Trombosis o hemorragias activas.

Epilépticos no controlados y síndromes coreicos.

Personas que puedan propagar algún tipo de infección debido a la patología que sufren.

Enfermedades agudas con fiebre o estados febriles y/o de debilidad extrema.

Incapacidad para entender el movimiento a realizar.

MUCHAS GRACIAS POR SU COLABORACIÓN

CONSENTIMIENTO INFORMADO

ESTUDIO CLINICO:

Influencia del control del posicionamiento sobre la dinamometría computarizada de los músculos rotadores de hombro.

SUJETO

D/Dña _____ con DNI _____

He leído la información que ha sido explicada en cuanto al consentimiento. He tenido la oportunidad de hacer preguntas sobre los procedimientos e intervenciones del estudio. Firmando abajo consiento que se me apliquen los procedimientos que se me ha explicado de forma suficiente y comprensible.

Entiendo que tengo el derecho de rehusar en cualquier momento. Entiendo mi plan de trabajo y consiento en ser tratado por un fisioterapeuta colegiado.

Declaro no encontrarme en ninguna de los casos de las contraindicaciones especificadas en este documento

Declaro haber facilitado de manera leal y verdadera los datos sobre estado físico y salud de mi persona que pudiera afectar a los procedimientos que se me van a realizar. Asimismo decido, dar mi conformidad, libre, voluntaria y consciente a los procedimientos que se me han informado.

Firma: _____ de _____ de _____

Tiene derecho a prestar consentimiento para ser sometido a los procedimientos necesarios para la realización del presente estudio, previa información, así como a retirar su consentimiento en cualquier momento previo a la realización de los procedimientos o durante ellos.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

ESTUDIO CLINICO:

Influencia del control del posicionamiento sobre la dinamometría computarizada de los músculos rotadores de hombro.

AUTORIZACIÓN DEL FAMILIAR O TUTOR

Ante la imposibilidad de D/Dña _____ con DNI _____ de prestar autorización para los tratamientos explicitados en el presente documento de forma libre, voluntaria, y consciente.

D/Dña _____ don DNI _____

En calidad de (padre, madre, tutor legal, familiar, allegado, cuidador), decido dar mi conformidad libre, voluntaria y consciente a la técnica descrita para los procedimientos explicitados en el presente documentos

Firma: _____ de _____ de _____

INVESTIGADOR

D/Dña. _____ con DNI _____

Fisioterapeuta e investigador de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia "San Juan de Dios" (Universidad Pontificia Comillas Madrid) declaro haber facilitado al sujeto y/o persona autorizada, toda la información necesaria para la realización de los procedimientos explicitados en el presente documentos y declaro haber confirmado, inmediatamente antes de la aplicación de los mismos, que el sujeto no incurre en ninguno de los casos contraindicados relacionados anteriormente, así como haber tomado todas las precauciones necesarias para que la aplicación de los procedimientos sea correcta.

Firma: _____ de _____ de _____

Anexo 3: Resumen ejecutivo del estudio piloto previo.

Introducción:

Uno de los estadísticos que informan sobre el grado de variabilidad (o dispersión) de los datos obtenidos más usados en DC para estudiar la consistencia o no del EMV es el coeficiente de variación (CV). El CV se define como la desviación estándar dividida por la media de los datos obtenidos y expresada en porcentaje (1).

$$\frac{DESVIACIÓN\ ESTANDAR}{MEDIA} \times 100 = CV$$

Está basado en la asunción de que los valores de las mediciones repetidas en un corto espacio de tiempo con un máximo esfuerzo voluntario deben ser estables.(2). Existe actualmente mucho debate abierto por los investigadores sobre la utilidad real del CV a la hora de su uso como indicador de fiabilidad.El estudio de la fuerza en el ser humano ha de ir acompañado siempre de cierta variabilidad independientemente de la precisión de los equipos. La naturaleza propia del gesto músculo esquelético posee un factor intrínseco aleatorio de variabilidad que ha de ser considerado normal y propio de la conducta motriz humana (3). Siendo el CV un coeficiente que nos informa sobre la variabilidad de los datos, la pregunta que la comunidad científica se sigue hoy en día haciendo es qué porcentaje de variabilidad debería ser considerado como límite para asumir una adecuada fiabilidad del EMV.(1,2,4-8).

Un ejemplo es el estudio *Testing consistency of effort* publicado por Linda O. Niemeier (7) que expone un acuerdo tácito de muchos investigadores de proponer como límite de fiabilidad un CV que no exceda del 15%. Pero también se advierte en éste artículo de la precaución que habría que tener a la hora de conseguir valores fiables del EMV de los diferentes gestos articulares. Según el trabajo de

Khalil, Goldberg, Asfour, Moty, Rosomoff y Rosomoff se pone de manifiesto en los casos de lumbalgia, cómo ha de tratarse con mucha precaución el concepto de EMV dado que en el transcurso de las evaluaciones con DC los trabajadores o pacientes podrían referir dolor, o incluso lesionarse, por lo que hay que incluir en estos casos el concepto de “esfuerzo máximo voluntario aceptable” (9).

Es por esto que a la hora de fijar un porcentaje límite para poder afirmar que un sujeto ha efectuado su EMV hay que tener en cuenta si se trata de un sujeto sano o por el contrario sufre de algún tipo de patología.

De nuevo en un estudio con pacientes con problemas lumbares Harber y Soohoo en 1994 establecieron un CV entre el 15% y el 18% para afirmar la validez del EMV de los sujetos evaluados (10).

En otro estudio publicado en la Revista Escandinava de Rehabilitación Médica se compararon tres grupos de pacientes. Uno formado por pacientes sanos otro por pacientes con ligero dolor lumbar y otro grupo con dolor lumbar crónico en los que se analizaron los datos del CV del *peak torque* tras efectuar determinados ejercicios isocinéticos de tronco. Los resultados sugieren que sólo aquellos CV inferiores a 10% serían indicativos de que los pacientes hacen su EMV (11).

Kannus y cols. evaluaron los flexores y extensores de rodilla a 20 hombres y mujeres sanos a los que analizaron entre otros datos el *peak torque* de fuerza isocinética y datos de potencia a 60°/seg. y a 240°/seg. Sus CV rondaron para los datos de potencia entre el 14% y el 29% y para los datos del *torque* entre el 16% y el 29% (12).

Podemos afirmar entonces que en la literatura se refleja un porcentaje de corte de CV para poder distinguir entre EMV o un esfuerzo submaximo que está en torno entre un 5.1% y un 29%. (13-17).

Leonar N. Matheson en su artículo *How do you know that he tried his best* aboga por ser muy cuidadoso a la hora de calcular la desviación estandar en la fórmula del CV y diferencia dos cálculos diferentes para la misma. Una cuando se trata de medidas poblacionales y otra cuando se trata de una serie de valores numéricos afirma que de no hacerlo los datos podrían no ser del todo correctos (2).

Por lo tanto tras revisar numerosas opiniones publicadas podríamos resumir que cuando se utiliza en DC el CV como porcentaje de fiabilidad del EMV tendremos que tener en cuenta las siguientes cuestiones:

Parece que no es lo mismo hablar de un CV en ejercicio estático que dinámico y que tampoco se debería usar el mismo punto de corte si se trata de miembros sanos o afectados por alguna patología. También parece relevante la diferencia entre la evaluación en distintas zonas o segmentos del cuerpo e incluso de los diferentes movimientos que pidamos dichos segmentos (isocinético, concéntrico, excéntrico, isométrico, etc).

El CV por todo lo indicado anteriormente ha de ser interpretado con mucha precaución a la hora de elegir el porcentaje de fiabilidad de un EMV pero no deja de ser una variable muy útil como otras que nos ofrece la DC si lo que se pretende es estudiar su variabilidad intersesión en lugar de intrasesión.

Objetivo principal:

El objetivo de este estudio piloto es averiguar si existen diferencias significativas en los coeficientes de variación (CV) de los diferentes datos de fuerza obtenidos en la ejecución de diferentes tests con máximo esfuerzo sobre la musculatura rotadora del hombro dominante de 60 sujetos adultos sanos, controlando o no la posición del sujeto utilizando el sistema de dinamometría computerizada Primus RS™.

Objetivo específico:

Obtener el tamaño muestral del estudio principal utilizando los datos medios de la media y desviación típica de los coeficientes de variación de las variables del estudio piloto.

Variables :

Fuerza máxima isométrica: Variable dependiente cuantitativa continua expresada en Newtons (N). se obtubieron datos mediante un test isométrico con gráfico de barras estático sobre el lado dominante. Se utilizó el dato de fuerza máxima obtenido para configurar el test de potencia

Potencia máxima: Variable dependiente cuantitativa continua expresada en Vatios (W) mediante un test de torque/velocidad. Este test calcula la potencia usando el el 56.25% del valor de fuerza máxima isométrica obtenido previamente.

Hipótesis operativa:

Existen diferencias estadísticamente significativas al comparar los datos del coeficiente de variación medio de las variables del estudio, tras hacer una valoración biomecánica con DC de la rotación de hombro al controlar o no el protocolo de posicionamiento.

Resultados:

- Análisis descriptivo de los resultados obtenidos:

Se puede observar como los datos de media y desviación estándar aunque con ligeras diferencias, se mantienen igualados para cada una de las variables observadas.

La media de los CV de la fuerza isométrica de la rotación externa tanto del primer día como del segundo día, es mayor que la de la rotación interna en ambos grupos.

Respecto a los resultados obtenidos de media y desviación estándar en la evaluación de la potencia usando el test del torque/velocidad, la rotación externa del segundo día del grupo B ofrece los valores más bajos.

Los rangos del coeficiente de variación de los datos recogidos de fuerza isométrica en el grupo A y en el grupo B fueron muy similares.

Los valores máximos referentes al coeficiente de variación de los datos de la evaluación de la potencia de ambos grupos estuvieron siempre por encima de 15 destacando una mayor dispersión en los valores de la rotación externa del primer día.

- **Análisis inferencial:**

Tras comprobar la homocedasticidad de las varianzas de las diferentes variables entre ambos grupos con el test de Lévene, se aplicó la prueba t de student para conocer si las diferencias entre las medias observadas en grupos eran significativas ($p < 0.05$).

El resultado indicó que no existe diferencia estadísticamente significativa, por lo que no podemos rechazar la hipótesis nula de que el posicionamiento de los sujetos durante las diferentes evaluaciones de hombro efectuadas en el estudio influye en los resultados obtenidos.

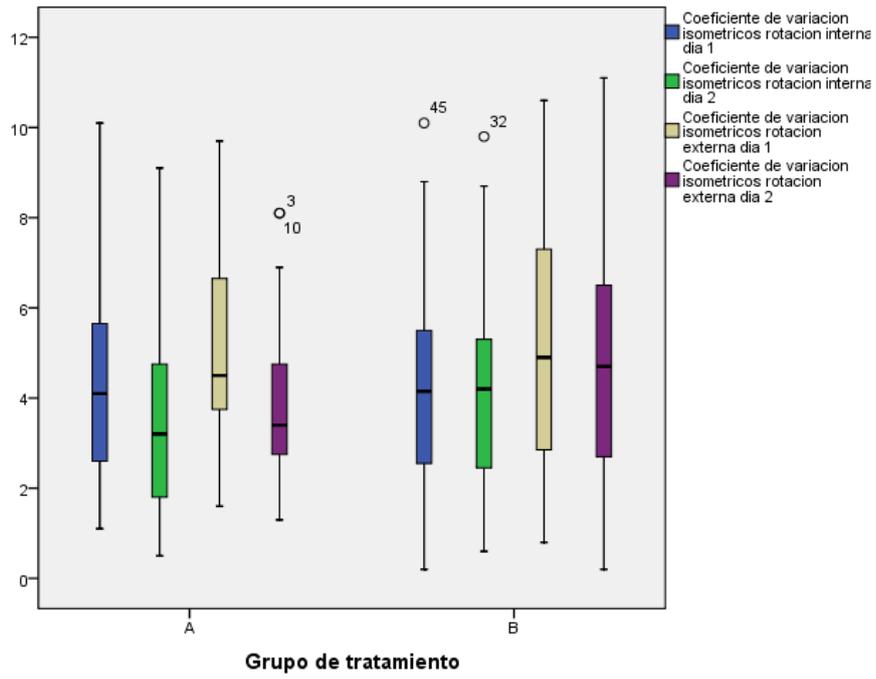


Figura 1: Gráfico de caja comparando los CV isométricos

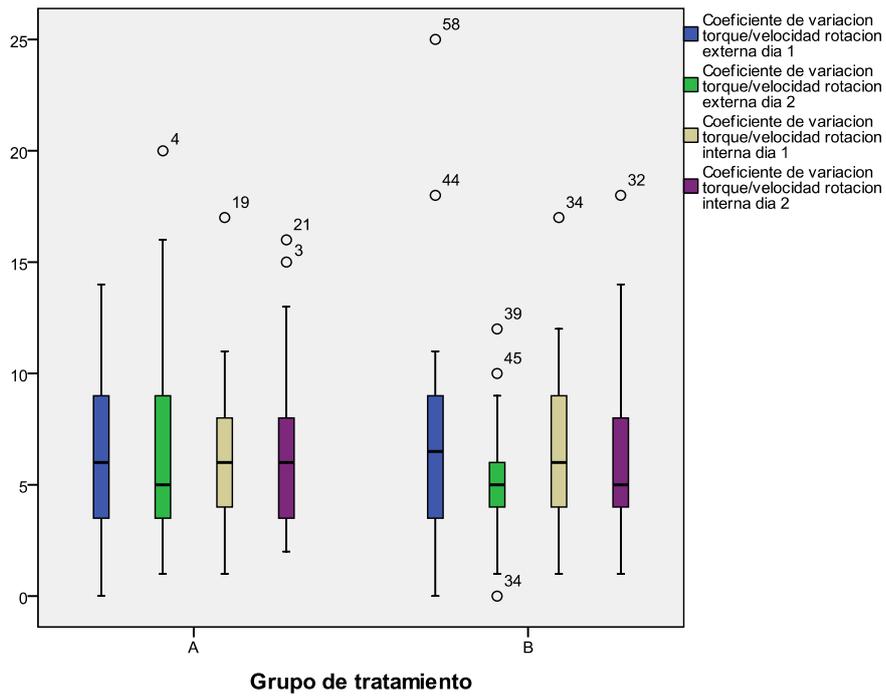


Figura 2: Gráfico de caja comparando CV torque/velocidad

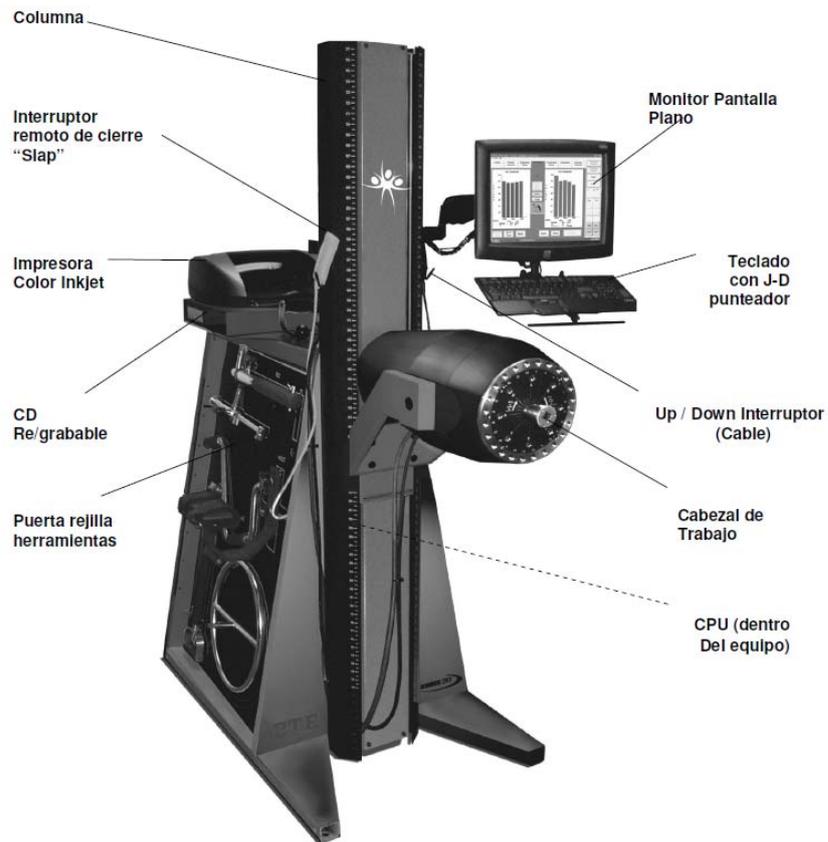
Referencias Bibliograficas:

- (1) Barón L,FJ. Biostatística.Apuntes y vídeos de mis asignaturas en la universidad de Málaga.2009; Available at <http://www.bioestadistica.uma.es/baron/wordpress/index.php>. Accessed 10/24, 2013.
- (2) Matheson LN, Re-visiting DM. How do you know that he tried his best. Reliability crisis in industrial rehabilitation. *Ind Rehabil Q* 1988;1(1):11-12.
- (3) Dvir Z. Isokinetics. Muscle testing, interpretation and clinical applications. : Churcill Livingstone; 2004.
- (4) Birmingham TB, Kramer JF, Speechley M, Chesworth BM, MacDermid J. Measurement variability and sincerity of effort: clinical utility of isokinetic strength coefficient of variation scores. *Ergonomics* 1998;41(6):853-863.
- (5) Chaler J, Garreta R, Alcázar A, Abril M, Unyo C, Pujol E, et al. Evaluación de la sinceridad del esfuerzo en el hombro mediante dinamometría isocinética. *Rehabilitación* 2002;36(5):284-292.
- (6) Lechner DE, Bradbury SF, Bradley LA. Detecting sincerity of effort: a summary of methods and approaches. *Phys Ther* 1998;78(8):867-888.
- (7) Niemeyer L, Matheson L, Carlton R. Testing consistency of effort: BTE Work Simulator. *Industrial Rehabilitation Quarterly* 1989;2.
- (8) Niemeyer L, Matheson L, Carlton R. Testing consistency of effort: BTE Work Simulator. *Industrial Rehabilitation Quarterly* 1989;2.
- (9) Khalil TM, Goldberg ML, Asfour SS, Moty EA, Rosomoff RS, Rosomoff HL. Acceptable maximum effort (AME): a psychophysical measure of strength in back pain patients. *Spine* 1987;12(4):372-376.
- (10) Harber P, SooHoo K. Static ergonomic strength testing in evaluating occupational back pain. *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 1984;26(12):877-884.
- (11) Luoto S, Hupli M, Alaranta H, Hurri H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part II: Coefficient of variation in isokinetic measurement in maximal effort and in submaximal effort. *Scand J Rehabil Med* 1996;28(4):207.
- (12) Kannus P. Normality, variability and predictability of work, power and torque acceleration energy with respect to peak torque in isokinetic muscle testing. *Int J Sports Med* 1992;13(03):249-256.
- (13) Chaffin DB, Herrin GD, Keyserling WM. An Updated Position. *Journal of Occupational and Environmental Medicine* 1978;20(6):403-408.
- (14) Montgomery LC, Douglass LW, Deuster PA. Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance. *J Orthop Sports Phys Ther* 1989;10(8):315-322.
- (15) Simonsen JC. Coefficient of variation as a measure of subject effort. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76(6):516-520.
- (16) Shechtman O. Using the coefficient of variation to detect sincerity of effort of grip strength: a literature review. *Journal of Hand Therapy* 2000;13(1):25-32.

Anexo 4: Documento de recogida de datos.

	NOMBRE
	ORDEN
1	
HAKIMII - GRUPO A	N CLAVE
	RESPALDO
	ALTURA CABEZAL
	BRAZO PALANCA
	CV ISOMETRICO R.I.DIA 1
	NEWTONS ISOMETRICO R.I. DIA 1
	CV ISOMETRICO R.I.DIA 2
	NEWTONS ISOMETRICO R.I. DIA 2
	CV ISOMETRICO R.E. DIA 1
	NEWTONS ISOMETRICO R.E. DIA 1
	CV ISOMETRICO R.E. DIA 2
	NEWTONS ISOMETRICO R.E. DIA 2
	TRABAJO (WATT) ISOCINETICO DIA 1
	PEACK TORQUE RE DIA 1
	PEACK TORQUE RI DIA 1
	TRABAJO (WATT) ISOCINETICO DIA 2
	PEACK TORQUE RE DIA 2
	PEACK TORQUE RI DIA 2
	CV TORQU/VELOC ROT EXT DIA 1
	T VS VEL R.E. WATIOS A 56.25% DIA 1
	CV TORQU/VELOC ROT EXT DIA 2
	T VS VEL R.E. WATIOS A 56.25% DIA 2
	CV TORQU/VELOC ROT INT DIA 1
	T VS VEL R.I. WATIOS A 56.25% DIA 1
	CV TORQU/VELOC ROT INT DIA 2
	T VS VEL R.I. WATIOS A 56.25% DIA 2
	PESO
	ALTURA
	SEXO
	DOMINANCIA
	EDAD

Anexo 5: Sistema Primus RS™.



Anexo 6: Ejemplo de colocación del plano escapular con inclinómetro y el goniómetro.



Figura 37: flexion de 30°



Figura 38: abducción de 45°

Anexo 8 : Registro de calibraciones efectuadas en sistema Primus RS™

Calibration Date	User	Status
May 13, 2014	Sergio Gonzalez Aguilera	Ok
May 13, 2014	Nestor Perez Melendez	Ok
May 13, 2014	Sergio Gonzalez Aguilera	Ok
May 8, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
May 7, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
May 6, 2014	Nestor Perez Melendez	Ok
May 5, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
April 30, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
April 29, 2014	Nestor Perez Melendez	Ok
April 28, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
April 24, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
April 23, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
April 22, 2014	Nestor Perez Melendez	Ok
April 10, 2014	Raquel Fernandez Cos	Ok
April 9, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
April 7, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
April 4, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
April 3, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
April 1, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
March 31, 2014	Nestor Perez Melendez	Ok
March 27, 2014	Raquel Fernandez	Ok
March 26, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
March 25, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
March 24, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
March 19, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
March 18, 2014	Raquel Fernandez Cos	Ok
March 17, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
March 12, 2014	Martin Jesus Martinez Baltazar	Ok
March 11, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
March 10, 2014	RAQUEL FERNANDEZ COS	Ok
March 4, 2014	Martin Jesus Martinez Baltazar	Ok
March 1, 2014	RICARDO BLANCO	Ok

Calibration Date	User	Status
February 22, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
February 19, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
February 17, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
February 13, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
February 10, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
February 8, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
February 5, 2014	RICARDO BLANCO	Ok
February 3, 2014	Raquel Fernandez Cos	Ok
January 21, 2014	Raquel Fernandez Cos	Ok
December 11, 2013	RICARDO BLANCO	Ok
December 2, 2013	RICARDO BLANCO MENDEZ	Ok
November 25, 2013	RICARDO BLANCO	Ok
November 22, 2013	RICARDO BLANCO	Ok
November 19, 2013	RICARDO BLANCO	Ok
November 18, 2013	RICARDO BLANCO	Ok
November 15, 2013	RICARDO BLANCO	Ok
November 12, 2013	RICARDO BLANCO	Ok
November 11, 2013	RICARDO BLANCO MENDEZ	Ok
November 6, 2013	raquel	Ok
November 5, 2013	Estela	Ok
November 4, 2013	Estela	Ok
October 29, 2013	RICARDO BLANCO MENDEZ	Ok
October 28, 2013	estela	Ok
October 25, 2013	raquel	Ok
October 24, 2013	Estela	Ok
October 22, 2013	estela	Ok
October 21, 2013	ricardo	Ok
October 18, 2013	r/e	Ok
October 14, 2013	Ricardo	Ok
October 11, 2013	Estela	Ok
October 2, 2013	raquel/estela	Ok
October 1, 2013	raquel-1	Ok

Calibration Date	User	Status
September 27, 2013	Estela	Ok
September 25, 2013	[REDACTED]	Ok
September 24, 2013	[REDACTED]	Ok
September 19, 2013	Estela-Raquel	Ok
September 18, 2013	Estela-Raquel	Ok
September 12, 2013	[REDACTED]	Ok
September 1, 2013	Nestor Perez Mallada	Ok
August 26, 2013	estela	Ok
July 15, 2013	raquel	Ok
June 11, 2013	[REDACTED]	Ok
April 22, 2013	raquestel	Ok
April 15, 2013	ersatqeuleal	Ok
April 15, 2013	[REDACTED]	Ok
April 8, 2013	[REDACTED]	Ok
April 1, 2013	[REDACTED]	Ok
March 10, 2013	Nestor Perez Mallada	Ok
February 27, 2013	[REDACTED]	Ok
February 26, 2013	[REDACTED]	Ok
February 25, 2013	[REDACTED]	Ok
February 24, 2013	[REDACTED]	Ok
February 12, 2013	Estela Parra	Ok
February 9, 2013	[REDACTED]	Ok
February 6, 2013	Estela Parra	Ok
February 5, 2013	estela	Ok
January 30, 2013	RICARDO BLANO MENDEZ	Ok
January 16, 2013	estela parra	Ok
December 1, 2012	[REDACTED]	Ok
November 19, 2012	[REDACTED]	Ok
November 12, 2012	Nestor Perez Mallada	Ok
October 25, 2012	RICARDO BLANCO	Ok
September 25, 2012	[REDACTED]	Ok
September 10, 2012	[REDACTED]	Ok

Calibration Date	User	Status
June 25, 2012	e/r	Ok
June 18, 2012	r/e	Ok
June 11, 2012	raquel/estela	Ok
June 6, 2012	raquel/estela	Ok
June 4, 2012	Estela-raquel	Ok
May 31, 2012	raquel/estela	Ok
May 28, 2012	Paloma Figueroa	Ok
May 11, 2012	Isabel Rosamaria	Ok
May 3, 2012	Estes personal de	Ok
April 16, 2012	estela	Ok
April 16, 2012	Raquel	Ok
March 30, 2012	Nestor Perez Melendez	Ok
March 22, 2012	Nestor	Ok
March 6, 2012	Nestor P.M.	Ok
February 9, 2012	Isabel	Ok
January 30, 2012	Paula Bosch	Ok
January 19, 2012	Maria Riquelme	Ok
January 12, 2012	JOSE DE SANTIAGO	Ok
November 17, 2011	Nestor	Ok
November 4, 2011	Nestor Perez M	Ok
October 14, 2011	nestor	Ok
October 11, 2011	nestor	Ok
September 15, 2011	RICARDO B	Ok
June 13, 2011	MICHAELITE	Ok

