UNIVERSIDAD DE MURCIA

DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

Eficacia de la Terapia Manual y el Vendaje Funcional en el Tratamiento del Síndrome de Hombro Doloroso

D. David Saorín Morote

2015

UNIVERSIDAD DE MURCIA
Departamento de Fisioterapia
Programa de Doctorado Ejercicio Físico, Fisioterapia y Salud

Eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso

Tesis Doctoral de
David Saorín Morote

Dirigida por
Prof. Dra. Dña. Antonia Gómez Conesa
Prof. Dr. D. Antonio Velandrino Nicolás

Murcia, 2015

Agradecimientos

Es difícil entender la importancia de los agradecimientos de una Tesis Doctoral hasta que no se ha terminado, y es en ese momento cuando eres consciente de cuánto tienes que agradecer a tantas personas.

Mis padres, Manuel y María, siempre me han enseñado que el ser agradecido es una gran virtud que no debemos descuidar, y que al parecer hoy en día está cada vez más olvidada. Me han enseñado valores tan importantes en la vida de una persona como el esfuerzo y la constancia, la honestidad, la generosidad, la valentía, y a aprender de cada situación para continuar caminando hacia mis objetivos. Todo ello lo han conseguido no simplemente intentando imponer esos valores, sino impregnándome de una educación de la que ellos siguen siendo un vivo ejemplo hoy día. Siempre me han transmitido que la grandiosidad del ser humano va acompañada de enormes cantidades de humildad. Agradecerles que me hayan otorgado el bien más preciado, la vida, y que me hayan hecho ser quien soy hoy día. Nunca tendré el tiempo suficiente para darles las gracias por todo. Para ellos estas primeras líneas.

Mis hermanos, Manuel y José Antonio, siempre caminando delante de mi, mostrándome como aprender de sus logros y de sus errores, intentando ayudarme para solventar las dificultades, y compartiendo mis éxitos. Por todo ello, gracias.

Mi hermano Pedro, el ángel que siempre me acompaña, y cuida de mi. Me encuentre donde me encuentre, nunca me siento solo ni desguarnecido, sé

que él siempre me sigue de cerca y me protege. Una vez más, gracias por siempre.

Gracias especialmente a la Dra. Antonia Gómez Conesa, por ser mi guía durante todo este estudio, por brindarme cada día, desde el primero al último, su asesoramiento y motivación para alcanzar nuestros objetivos, y con la que espero continuar la amistad fortalecida durante este tiempo. Estoy completamente seguro que sin ella, este camino hubiera sido mucho más difícil.

Gracias al Dr. Antonio Velandrino Nicolás, por su disposición a prestar siempre solución a las dificultades metodológicas y análisis estadístico de esta investigación, siempre dispuesto a atenderme y asesorarme.

Gracias a los pacientes y compañeros que han participado en el presente trabajo, por su implicación, ayudándome a entender mucho mejor su patología, y sin los cuales nada de esto hubiera sido posible. A todos ellos mi respeto y reconocimiento.

Gracias a Jenny McConnell por sus enseñanzas, su trabajo y su investigación para desarrollar el Método McConnell, con el que ha conseguido ser reconocida como una de las Fisioterapeutas contemporáneas de mayor prestigio mundial, consiguiendo mantener a su vez una inmensa calidad humana. A su lado siempre siento que hay algo que aprender de ella.

Gracias al Dr. Kenzo Kase por el desarrollo del Método Kinesio Taping® y por su incansable trabajo durante los últimos 35 años para expandir su filosofía y poder ayudar así a nuestros pacientes. Al escuchar sus teorías con sus propias palabras, te anima a realizar grandes investigaciones futuras.

Desde lo más profundo de mi corazón gracias a mis amigos, que aún sin nombrarlos ellos saben quienes son, por su paciencia, cariño, ayuda y ánimo constante e incondicional durante todo este tiempo. Dicen que los amigos son la familia que elegimos, yo espero que así sea para el resto de nuestras vidas.

Gracias a mis Maestros Kanazawa Hirokazu y Aoki Osamu, por su constante e incansable trabajo de enseñar el camino para esforzarnos en la tarea de perfeccionar nuestra personalidad, y el verdadero significado del respeto.

A todas y cada una de las personas que han vivido conmigo la realización de esta Tesis Doctoral, gracias.

A todos ellos, mi eterno agradecimiento.

"Intenta no convertirte en un hombre de éxito,
sino en un hombre de valor".
Albert Einstein

Índice General

1. Introducción 17

2. Marco teórico 25

2.1. Anatomía y biomecánica del hombro 25

2.2. Anatomía y biomecánica de la columna torácica 37

2.3. Fisiopatología del hombro 46

2.3.1. Discinesia escapular 50

2.3.2. Inestabilidad glenohumeral 51

2.3.3. Impingement de hombro 63

2.3.4. Rotura tendinosa del manguito rotador 69

2.4. Fisiopatología de la columna torácica 71

2.5. Instrumentos de medida de la funcionalidad del hombro 75

2.5.1. Constant-Murley Score Test 75

2.5.2. Spanish Shoulder Disability Questionnaire 77

2.5.3. Escala Visual Analógica 78

2.5.4. Umbral del Dolor a la Presión 79

2.5.5. Prueba del Rascado de Apley 81

2.5.6. Consumo de Medicamentos 82

2.6. Métodos de tratamiento de la patología del hombro 83

2.6.1. Tratamiento de la discinesia escapular 85

2.6.2. Tratamiento de la inestabilidad glenohumeral 86

2.6.3. Tratamiento del impingement de hombro 94

2.6.4. Tratamiento de la rotura tendinosa del manguito rotador 96

3. Justificación, hipótesis y objetivos 99

3.1. Justificación 99

3.2. Hipótesis 103

3.3. Objetivos 104

4. Metodología 105

4.1. Adaptación transcultural del CMST para la población española 105

4.1.1. Reseña del instrumento CMST 106

4.1.2. Metodología para la adaptación transcultural del CMST para la población española 115

4.1.3. Participantes 118

4.1.4. Procedimiento 119

4.2. Estudio de la eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso 125

4.2.1. Participantes 125

4.2.2. Evaluación e instrumentos de medida 128

4.2.3. Intervención 137

5. Análisis estadístico 147

5.1. Propiedades psicométricas del instrumento S-CMST 147

5.2. Análisis de datos del estudio de la eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso 149

6. Resultados 151

6.1. Resultados de la adaptación transcultural del CMST para la población española 152

6.2. Resultados del estudio de la eficacia de
la terapia manual y el vendaje funcional en el
tratamiento del Síndrome de hombro doloroso ……..158

7. Discusión ……189

8. Conclusiones ……..205

9. Resumen y abstract ……..…….. 207

10. Bibliografía ……..……211

11. Anexos ……251

Índice de abreviaturas

AIOS	Acquired Instability Overuse Surgery usually indicated
AMBRI	Atraumatic Multidirectional Bilateral, treated by Rehabilitation, or Inferior capsular shift if rehabilitation fails
AMSI	Atraumatic Minor Shoulder Instability
ANOVA	Análisis de la varianza de un factor
AVD	Actividades de la Vida Diaria
CCI	Coeficiente de correlación intraclase
CLGHI	Complejo ligamentario glenohumeral inferior
CM	Consumo de Medicamentos
cm	Centímetro/s
CMST	Constant-Murley Score Test
CPD	Cambio más pequeño detectable
DT	Desviación típica
E_0	Evaluación inicial
E_1	Evaluación tras la primera sesión de tratamiento
E_2	Evaluación al finalizar el tratamiento
E_3	Evaluación a los tres meses de finalizar el tratamiento
ETM	Error típico de medida
EVA	Escala Visual Analógica
GIRD	Glenohumeral Internal Rotation Deficit
GTE1	Grupo Tratamiento Experimental 1 (McConnell Taping)
GTE2	Grupo Tratamiento Experimental 2 (Kinesio Taping®)

me	Movimiento de mano – espalda
mhc	Movimiento de mano – hombro contrario
mm	Milímetro/s
mn	Movimiento de mano – nuca
PRA	Prueba del Rascado de Apley
S-CMST	Spanish Constant-Murley Score Test
SICK	Scapular Inferior Coracoid pain dysKinetic
S-SDQ	Spanish Shoulder Disability Questionnaire
T_1	Primera vértebra torácica
T_4	Cuarta vértebra torácica
T_5	Quinta vértebra torácica
T_{12}	Duodécima vértebra torácica
TUBS	Traumatic Unilateral Bankart Surgery usually indicated
UDP	Umbral del Dolor a la Presión

Los signos de puntuación utilizados en los resultados se expresan con puntos (nomenclatura inglesa) o comas (nomenclatura española) de manera indistinta.

Índice de tablas

Tabla 1. Rango de movimiento de las articulaciones intervertebrales torácicas, expresados en grados. Adaptado de McGill, 2002 43

Tabla 2. Valores normales del CMST para diferentes grupos de edades y sexo. Adaptado de Constant et al., 2008 107

Tabla 3. Control de administración de los instrumentos de medida 129

Tabla 4. Estadísticos descriptivos de la muestra en cuanto a sexo y grupo ... 151

Tabla 5. Estadísticos descriptivos de la muestra en cuanto a grupo y diagnóstico 152

Tabla 6. Análisis de la homogeneidad de los ítems del instrumento S-CMST. 154

Tabla 7. Coeficiente de correlación entre el S-CMST y el S-SDQ 157

Tabla 8. Tabla 8. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_0 158

Tabla 9. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_2 158

Tabla 10. Puntuación del GTE1 en S-CMST en E_0 y E_2. 159

Tabla 11. Puntuación del GTE2 en S-CMST en E_0 y E_2. 160

Tabla 12. Puntuación de ambos grupos en S-SDQ en E_0 161

Tabla 13. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_2 161

Tabla 14. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_3 162

Tabla 15. Puntuación del GTE1 en S-SDQ en E_0, E_2, E_3 162

Tabla 16. Puntuación del GTE2 en S-SDQ en E_0, E_2, E_3 163

Tabla 17. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_0 164

Tabla 18. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_1 164

Tabla 19. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_2 165

Tabla 20. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_3 165

Tabla 21. Puntuación del GTE1 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3 166

Tabla 22. Puntuación del GTE2 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3 167

Tabla 23. Puntuación de ambos grupos en UDP en E_0 168

Tabla 24. Puntuación de ambos grupos en UDP en E_1 168

Tabla 25. Puntuación de ambos grupos en UDP en E_2 169

Tabla 26. Puntuación del GTE1 en UDP en E_0, E_1, E_2 169

Tabla 27. Puntuación del GTE2 en UDP en E_0, E_1, E_2 170

Tabla 28. Puntuación de ambos grupos en PRA – mhc en E_0 171

Tabla 29. Puntuación de ambos grupos en PRA – mhc en E_1 171

Tabla 30. Puntuación de ambos grupos en PRA – mhc en E_2 172

Tabla 31. Puntuación del GTE1 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2 173

Tabla 32. Puntuación del GTE2 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2 173

Tabla 33. Puntuación de ambos grupos en PRA – mn en E_0 174

Tabla 34. Puntuación de ambos grupos en PRA – mn en E_1 174

Tabla 35. Puntuación de ambos grupos en PRA – mn en E_2 175

Tabla 36. Puntuación del GTE1 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2 176

Tabla 37. Puntuación del GTE2 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2 176

Tabla 38. Puntuación de ambos grupos en PRA – me en E_0 177

Tabla 39. Puntuación de ambos grupos en PRA – me en E_1 177

Tabla 40. Puntuación de ambos grupos en PRA – me en E_2 178

Tabla 41. Puntuación del GTE1 en PRA – me en E_0, E_1, E_2 179

Tabla 42. Puntuación del GTE2 en PRA – me en E_0, E_1, E_2 180

Tabla 43. Puntuación de ambos grupos en CM en E_0 180

Tabla 44. Puntuación de ambos grupos en CM en E_2 181

Tabla 45. Puntuación de ambos grupos en CM en E_3 181

Tabla 46. Participantes que consumen medicamentos
del GTE1 en E_0, E_2 y E_3 182

Tabla 47. Participantes que consumen medicamentos
del GTE2 en E_0, E_2 y E_3 183

Tabla 48. Participantes de ambos grupos y cantidad de medicamentos
que consumen en E_0 184

Tabla 49. Participantes de ambos grupos y cantidad de medicamentos
que consumen en E_2 184

Tabla 50. Participantes de ambos grupos y cantidad de medicamentos
que consumen en E_3 185

Tabla 51. Participantes que no toman medicamentos
del GTE1 en E_0, E_2 y E_3 186

Tabla 52. Participantes que no toman medicamentos
del GTE2 en E_0, E_2 y E_3 187

Tabla 53. Puntuación en S-CMST según diagnóstico en E_0 187

Tabla 54. Puntuación en S-CMST según diagnóstico en E_2 188

Índice de figuras

Figura 1. Principales ligamentos de la articulación glenohumeral (color verde). Adaptado de Rouvière y Delmas, 2005 ……..…… 32

Figura 2. Plano de la escápula. Tomado de McCluskey y Getz, 2000 …… 34

Figura 3. Orientación de las carillas articulares. Tomado de Miralles y Puig, 1998 …….. 44

Figura 4. Disposición de la fascia toraco lumbar superficial (izq.) y profunda (dcha.). Tomado de Barker y Briggs, 1999 ……..… 45

Figura 5. Representación gráfica de la diferencia de retroversión humeral y cómo afectará la medición de la rotación glenohumeral. Tomado de Whiteley et al., 2006 ……..… 58

Figura 6. Ilustración de los tipos de lesiones de SLAP, descritas por Snyder et al., 1990. Tomado de Dodson et al., 2009 ……..…….. 62

Figura 7. Factores implicados en la patogénesis de impingement de hombro. Adaptado de Brukner y Khan, 1993 ……..… 66

Figura 8. Diferentes disposiciones del raquis torácico en el plano sagital. Tomado de Serna et al., (1996) ……..… 72

Figura 9. Escala analógica visual. Adaptado de Huskinsson, 1974 ……..… 79

Figura 10. Prueba del Rascado de Apley. Tomado de Hoppenfeld, 1979 ……. 82

Figura 11. Algoritmo del proceso de traducción y adaptación transcultural del CMST al Spanish Constant-Murley Score Test …….. 118

Figura 12. Diagrama de flujo de los participantes en el ensayo de acuerdo a la declaración de CONSORT 2010 (Cobos-Carbó y Augustovski, 2011; Moher et al., 2010) ……..… 128

Figura 13. Puntuación del GTE1 en S-CMST en E_0 y E_2 ……..… 159

Figura 14. Puntuación del GTE2 en S-CMST en E_0 y E_2 …….. 160

Figura 15. Puntuación del GTE1 en S-SDQ en E_0, E_2 y E_3 ……..… 162

Figura 16. Puntuación del GTE2 en S-SDQ en E_0, E_2 y E_3 ……..… 163

Figura 17. Puntuación del GTE1 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3 …….. 166

Figura 18. Puntuación del GTE2 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3 167

Figura 19. Puntuación del GTE1 en UDP en E_0, E_1, E_2 169

Figura 20. Puntuación del GTE2 en UDP en E_0, E_1, E_2 170

Figura 21. Puntuación del GTE1 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2 172

Figura 22. Puntuación del GTE2 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2 173

Figura 23. Puntuación del GTE1 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2 175

Figura 24. Puntuación del GTE2 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2 176

Figura 25. Puntuación del GTE1 en PRA – me en E_0, E_1, E_2 178

Figura 26. Puntuación del GTE2 en PRA – me en E_0, E_1, E_2 179

Figura 27. Participantes que consumen medicamentos
del GTE1 en E_0, E_2 y E_3 182

Figura 28. Participantes que consumen medicamentos
del GTE2 en E_0, E_2 y E_3 183

Figura 29. Participantes que no toman medicamentos
del GTE1 en E_0, E_2 y E_3 185

Figura 30. Participantes que no toman medicamentos
del GTE2 en E_0, E_2 y E_3 186

Índice de imágenes

Imagen 1. Complejo articular del hombro. Articulaciones glenohumeral, esternoclavicular, acromioclavicular, escapulotorácica y subdeltoidea ……..... 27

Imagen 2. Preparación anatómica correspondiente a un hombro derecho en visión posterior tras la resección de la cápsula articular. Se aprecia el CLGHI con su típica forma de hamaca (*). Tomado de Gelber, 2007 …..…….. 31

Imagen 3. Lesión de Bankart: rotura del rodete glenoideo antero inferior. Tomado de Blaine et al., 2011……... 59

Imagen 4. Imagen tridimensional de Tomografía Computerizada que muestra luxación glenohumeral anterior derecha con lesión de Hill-Sachs enganchada. Tomada de Cáceres et al., 2012 …..……..… 61

Imagen 5. Algómetro por presión, similar al utilizado por Fischer en 1987 80

Imagen 6. Detalle de la colocación del paciente para la medición de la resistencia muscular en el CMST …… 124

Imagen 7. Posición para determinar la localización y el UDP del punto más hiperalgésico en la zona anterior del hombro …….. 131

Imagen 8. Procedimiento para determinar el UDP del punto más Hiperalgésico en la zona anterior del hombro ……..…… 132

Imagen 9. Método de tratamiento para la movilización torácica analítica entre T1 y T4 ……... 139

Imagen 10. Método de tratamiento para la movilización torácica analítica entre T5 y T12 …… 140

Imagen 11. Técnicas de McConnell Taping para el reposicionamiento de la anterioridad de la cabeza humeral, y la facilitación de los estabilizadores escapulares …….. 141

Imagen 12. Aplicación de Kinesio Taping® con técnica de corrección mecánica de la anterioridad de la cabeza humeral, y técnicas musculares para el infraespinoso y trapecio inferior …… 142

Imagen 13. Métodos de entrenamiento de manguito rotador y trapecio inferior ……... 144

Imagen 14. Técnica de flexibilización en extensión torácica en supino con toallas …… 145

Anexos

Anexo I. Hoja de información para los participantes y consentimiento informado 251

1. Introducción

En el ser humano, el miembro superior constituye un miembro suspendido, a diferencia del miembro inferior, que es un miembro de carga. Originariamente destinado a explorar fácilmente el espacio que le rodea, tomar los elementos necesarios para su nutrición y llevarlos a la boca, y a la defensa y ataque, desde el punto de vista filogenético, fue evolucionando hasta ser el responsable del posicionamiento de la mano en el espacio. Así, la mano se pudo convertir en la prolongación del cerebro como órgano ejecutor de los pensamientos y, por tanto, responsable de los adelantos de la humanidad desde sus inicios hasta nuestros días. Es fácil darse cuenta de la importancia del hombro al imaginarlo rígido, con el brazo pegado al cuerpo, y tratar de esta manera de realizar las actividades cotidianas. Por el contrario, en el otro extremo del espectro de la estabilidad se encuentran las luxaciones. Precisamente, una de las características fundamentales del hombro es su amplio rango de movimiento, con el consiguiente aumento de riesgo para una potencial inestabilidad. Es la articulación de mayor movilidad del esqueleto, lo que en la historia de la evolución se ha traducido en un amplio rango de acción para las manos. Sin embargo, esta movilidad se logra perdiendo estabilidad.

El hombro interviene en la marcha de forma accesoria mediante el balanceo.

El desarrollo cinético normal del hombro es el resultado de la acción conjunta de las articulaciones glenohumeral, acromioclavicular, esternoclavicular, escapulotorácica y subacromial, además de la adecuada

adaptación de la columna vertebral.

El Síndrome de hombro doloroso se caracteriza por dolor localizado en la región del hombro, a veces extendido al miembro superior, y que en algunas ocasiones constituye una situación de urgencia por la morbilidad e impotencia funcional que origina (Rodríguez y Tristán, 1996).

El dolor de hombro es responsable de entre el 16% y el 26% de todas las afecciones dolorosas musculo esqueléticas, y es la tercera causa más común de la consultas en atención primaria por problemas musculo esqueléticos (Urwin et al., 1998). Estudios de revisión en España relatan variaciones en prevalencia entre 70-200 por 1.000 adulto (Gómez y López, 2001). Alrededor de un cuarto de los pacientes que presentan un episodio de hombro doloroso, refieren un episodio previo (Croft et al., 1996).

Afecta principalmente a las personas que realizan actividades en las que las manos se encuentran por encima del hombro, bien en su ámbito laboral o deportivo (lanzadores, nadadores). Se encuentra generalmente después de los 40 años de edad. Hay evidencia de que el dolor de hombro es a menudo recurrente y persistente (Kuijpers et al., 2006; Kuijpers et al., 2007; Winters et al., 1999), lo que conlleva un importante consumo de recursos asistenciales y pérdidas productivas por absentismo laboral (Bongers, 2001).

El Síndrome del hombro doloroso constituye aún un verdadero reto diagnóstico y terapéutico, en gran parte debido a la variedad de entidades patológicas que esta articulación puede presentar, dadas sus características anatómicas y biomecánicas.

Debido a la complejidad del diagnóstico se acepta la denominación de Síndrome de hombro doloroso, y se recomienda la clasificación de los pacientes basándose en su respuesta al tratamiento y a las características clínicas comunes (De Winter et al., 1999; Schellingerhout et al., 2008).

El diagnóstico rápido y la instauración de las terapéuticas adecuadas disminuyen el dolor, mejoran la funcionalidad del hombro, y reducen el riesgo de incapacidad a largo plazo (Croft et al., 1996), por lo que estas medidas están en la base de la calidad de la atención prestada a esta patología.

Por lo tanto, la evaluación juega un papel importante en la identificación de los déficits anatómicos específicos y cualquier otro factor causal subyacente que pueda estar distante de los síntomas.

La mayoría de los problemas de hombro pueden agruparse en tres categorías: trastornos de los tejidos blandos, lesiones articulares o inestabilidades, y artritis. Se ha estimado que más del 90% de las lesiones que causan hombro doloroso están establecidas en los tejidos blandos extra capsulares. De ellos, el 30% se atribuye a tendinitis del manguito rotador, 22% a un patrón capsular, 17% a bursitis aguda y el 13% a bursitis crónica (Van der Windt et al, 1996).

Como resultado de la naturaleza multifactorial de la mayoría de los problemas de hombro, el tratamiento no quirúrgico es normalmente la primera opción en su gestión, basado en su historia clínica y en el examen físico. La evidencia de la efectividad de los distintos tratamientos no quirúrgicos es limitada. Una revisión sistemática sobre ensayos clínicos, ha mostrado una

evidencia poco concluyente para la eficacia de la Fisioterapia, debido a la escasez de datos de la muestra y la falta de rigor metodológico en los estudios publicados (Van der Heijden et al., 1997).

La utilización de técnicas y métodos de corrección articular dentro del campo de la medicina, y más en concreto en el de la Fisioterapia, se encuentra ampliamente documentado y ha sido comúnmente empleado por estos profesionales. Han sido descritos como métodos que pueden ser utilizados en fase aguda de lesiones musculo esqueléticas, así como en aquellas mantenidas en el tiempo, ampliando así su abanico de prescripciones.

El vendaje funcional pretende disminuir la tensión generada o transmitida a los distintos tejidos biológicos implicados en la lesión, tanto capsulo ligamentarios, como tendinosos o musculares, protegiéndolos contra la recidiva o el agravamiento y asegurando una óptima cicatrización de los mismos, a expensas de un control del edema y de la sensación dolorosa, así como la corrección de deformidades. En definitiva, estabilizar, suplir o reforzar determinadas estructuras anatómicas (Medina y Luque, 2009).

Fue en 1986 cuando una Fisioterapeuta australiana llamada Jenny McConnell publicó su primera investigación (McConnell, 1986) ofreciendo una solución a largo plazo para el síndrome femoro patelar: el *taping* no elástico. El enfoque de McConnell también es aplicable al hombro, manteniendo sus mismos principios, como así lo demuestran estudios como los de Host en 1995, o el realizado por McIntosh y McConnell en el 2009. Por tanto, con la aplicación de McConnell Taping pueden obtenerse variaciones en la clínica del paciente,

atribuibles a una descarga local de los tejidos afectados, junto con un cambio en la posición de partida en la biomecánica articular.

El McConnell Taping, es un tipo de vendaje funcional, en el que se utiliza un esparadrapo rígido e inextensible, a diferencia del Kinesio Taping®, y que puede ser usado para descargar estructuras dolorosas y minimizar el agravamiento de los síntomas (Gresalmer y McConnell, 1998), por lo que el tratamiento puede ser dirigido a mejorar el desarrollo de la función del paciente. Esto implica entrenamiento muscular específico de/los segmento/s dinámicamente inestable/s, y el aumento de la movilidad de los menos flexibles. El efecto de este tipo de vendaje sobre el dolor ha sido particularmente estudiado en el dolor femoro patelar (Bockrath et al., 1993; Cerny, 1995; Conway et al., 1992; Gilleard et al., 1998; Powers et al., 1997), y en el impingement anterior de hombro (Host, 1995), sin embargo, el mecanismo del efecto todavía es debatido.

El Kinesio Taping® es una técnica terapéutica que está en auge y muy utilizada en los últimos tiempos por la Fisioterapia, de aparición reciente, concretamente a finales de los años 70, siendo el campo de las lesiones deportivas donde está teniendo mayor aplicación (Zajt-Kwiatkowska et al., 2007), aunque los trabajos que justifiquen y den solidez a este método todavía son escasos, lo que redunda en que la evidencia científica que investiga su efectividad en campos como la traumatología, ortopedia, reumatología o neurología sea todavía limitada. Recientemente un ensayo clínico aleatorio ha demostrado que el Kinesio Taping® puede ser eficaz para el tratamiento de

hombro, mejorando inmediatamente el rango de movimiento activo libre de dolor (Thelen et al., 2008).

La aplicación de vendaje en el hombro, bien sobre la cabeza humeral, o bien sobre la escápula ha sido un método utilizado como un método para minimizar el dolor en individuos sintomáticos. El vendaje escapular causa un descenso inmediato en el dolor de hombro (Selkowitz et al., 2007; Thelen et al., 2008). Un estudio demostró que el vendaje era efectivo en el descenso de la actividad del trapecio superior y ascenso de la del trapecio inferior en individuos con impingement de hombro durante la tarea de alcanzar un objeto por encima del nivel de la cabeza, por lo tanto mejoro la discinesia escapular (Selkowitz et al., 2007).

Por todo ello, se presenta la realización de este estudio, que surge debido a la obtención de excelentes resultados en la clínica de un paciente con Síndrome de hombro doloroso de 15 días de evolución, tras la aplicación de un tratamiento que incluyó movilización torácica analítica y Kinesio Taping®, desapareciendo totalmente el dolor y recuperando la movilidad por completo tras 2 sesiones de tratamiento; y dado que esta combinación terapéutica no ha sido descrita previamente en la literatura para esta patología, realizamos un estudio piloto con 15 pacientes que demostró la superioridad del tratamiento de terapia manual y Kinesio Taping® (8 pacientes) frente al tratamiento con termoterapia, crioterapia, electroterapia y cinesiterapia (7 pacientes). Se pretende investigar la efectividad que, sobre el Síndrome de hombro doloroso, tienen el McConnell Taping y el Kinesio Taping®, dentro de un programa de

tratamiento que incluya terapia manual con movilización torácica analítica junto a un programa domiciliario de ejercicios.

De acuerdo a esto, el presente trabajo se ha estructurado en diferentes apartados. El primero de ellos hace referencia al marco teórico sobre el cual se llevó a cabo la investigación, en el que se describen la anatomía, biomecánica y fisiopatología de las regiones del hombro y la columna torácica, centrándose en los aspectos de mayor relevancia clínica. De igual modo, se describen los instrumentos de medida utilizados en el apartado empírico y los métodos de tratamientos para las patologías de hombro descritas, basados en la evidencia actual.

A continuación, se plantea la justificación, hipótesis y objetivos del presente trabajo, lo que precede a la metodología del mismo, que incluye dos fases: la adaptación transcultural del Constant-Murley Score Test para la población española; y la realización de un ensayo clínico aleatorizado para evaluar la eficacia de la terapia manual que incluye movilización torácica analítica, junto con cada una de las distintas técnicas de vendaje funcional (McConnell Taping o Kinesio Taping®), y un programa domiciliario de ejercicios, como tratamiento del Síndrome de hombro doloroso.

El apartado de resultados presenta los hallazgos obtenidos en el análisis de los datos de ambas fases, los cuales son subsiguientemente discutidos.

Posteriormente, se presentan las conclusiones de la investigación, y la bibliografía consultada, el resumen del trabajo y los anexos.

2. Marco teórico

2.1. Anatomía y biomecánica del hombro

El hombro no es una articulación única, sino un conjunto funcional que permite unir el miembro superior con el tórax, siendo el complejo articular más proximal de la extremidad superior.

Este conjunto debe asegurar una doble función:

- Permitir una movilización con gran amplitud del brazo, a la que se añaden las del codo y la muñeca, lo que otorga a la mano el acceso a un espacio muy grande.

- Permitir una buena estabilidad en el caso de que el miembro superior tenga que realizar alguna fuerza (manejar objetos pesados, apoyarse sobre las manos, etc.)

Si unificamos los dos criterios anteriores, podemos afirmar que el hombro es la articulación de mayor movilidad del esqueleto, lo que se traduce en un amplio rango de acción para las manos. Sin embargo, esta gran movilidad se logra perdiendo estabilidad.

Los huesos que forman el hombro son la clavícula, la escápula y el húmero (Rouvière y Delmas, 2005).

La clavícula es un hueso largo situado en la parte anterosuperior del tórax. Se extiende del esternón al acromion, siguiendo una dirección oblicua lateral y posteriormente. Tiene la forma de una *S* cursiva, describiendo dos curvaturas: una medial, que es cóncava posteriormente; y otra lateral, menos extensa que la anterior, que es cóncava anteriormente. En este hueso hay que

distinguir sus caras superior e inferior aplanadas, bordes anterior y posterior, y extremidades acromial y esternal.

La **escápula** es un hueso plano, ancho, delgado y triangular, que se aplica sobre la parte posterior y superior del tórax a la altura de las siete primeras costillas. En ella se distinguen las caras anterior y posterior (esta última dividida en dos por un saliente transversal, la espina de la escápula, que presenta continuidad lateralmente con una apófisis llamada acromion; los bordes superior, medial y lateral; los ángulos superior, inferior y lateral (este último presenta tres elementos: la cavidad glenoidea, el cuello de la escápula y la apófisis coracoides). La cavidad glenoidea es una superficie articular cóncava, de forma oval, orientada lateral, anterior y ligeramente superior, y se articula con la cabeza del húmero.

El **húmero** constituye el esqueleto del brazo. Es un hueso largo, articulado con la escápula superiormente, y con el cúbito y el radio inferiormente. Presenta, como todos los huesos largos, un cuerpo y dos extremos. En su extremo superior presenta tres salientes: uno medial y articular que constituye la cabeza del húmero (orientada medial, posterior y superiormente), y otros dos no articulares, que son el tubérculo mayor y el tubérculo menor, y se hallan situados lateral y anteriormente al anterior.

El complejo articular del hombro está constituido por tres articulaciones anatómicas verdaderas: glenohumeral, esternoclavicular y acromioclavicular; y dos articulaciones fisiológicas o mecánicas: escapulotorácica y subdeltoidea

(Imagen 1). Además, para conseguir el rango completo de movilidad, ha de sumarse la adecuada participación de la columna vertebral.

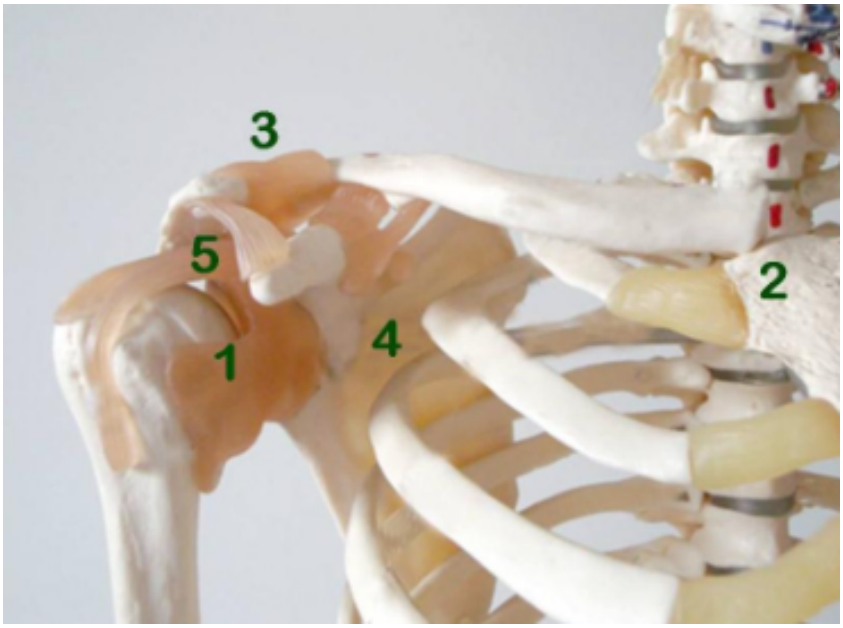

Imagen 1. Complejo articular del hombro. Articulaciones glenohumeral (1), esternoclavicular (2), acromioclavicular (3), escapulotorácica (4) y subdeltoidea (5).

La **articulación glenohumeral** es una enartrosis, con contacto de dos superficies articulares cartilaginosas de deslizamiento, es decir, es una auténtica articulación desde el punto de vista anatómico, formada por la cabeza humeral y la glenoides escapular. Entre las dos superficies articulares se encuentra un anillo de fibrocartílago, resistente pero ligeramente deformable, es el rodete glenoideo, que aumenta la congruencia articular y permite un mejor reparto de la sinovial. Puede realizar movimientos de flexión-extensión, abducción-adducción, rotación externa-rotación interna. Los ejes instantáneos de movimiento son múltiples, considerándose como centro geométrico la cabeza del húmero.

La **articulación esternoclavicular**, es de encaje recíproco o silla de montar con disco articular, localizada en la porción interna de la clavícula que tiene forma de prisma triangular. En la cara interna de este prisma se encuentra una superficie articular redondeada, cóncava de delante a atrás y convexa verticalmente. Ésta se corresponde con el primer cartílago costal y con la parte alta del esternón (manubrio), donde se encuentra una superficie articular inversamente conformada. Tiene la posibilidad de movimientos caudales de la clavícula, pero limitados. Movimientos de 10 cm ventralmente, 3 cm dorsalmente, y 10 cm cranealmente. Además permite la rotación de la clavícula alrededor de su eje, en 30° aproximadamente. Estos movimientos se producen automáticamente el moverse el omóplato.

La **articulación acromioclavicular**, es una artrodia que une dos superficies ovaladas situadas en el acromion y en la porción externa de la clavícula, con un disco articular variable e incompleto, con potentes ligamentos estabilizadores. Posee movimientos de traslación en sentido ventral-dorsal, craneal-caudal, y rotación de la clavícula en un plano transversal. Fischer et al. (1977) demostraron, gracias a una serie de fotografías, toda la complejidad de los movimientos de la articulación acromioclavicular, artrodia débilmente encajada.

La **articulación escapulotorácica**, es de tipo fisiológico y no anatómico, formada por la unión funcional de la cara anterior de la escápula con la parrilla costal correspondiente. Tapizando ambas superficies óseas, se encuentran planos musculares de deslizamiento. Siendo una articulación de las

más importantes del hombro, no puede actuar sin la participación de las articulaciones acromioclavicular y esternoclavicular. Permite movimientos de elevación-descenso de 10-12 cm de amplitud; de adducción – abducción de 10-12 cm de amplitud; de báscula interna – báscula externa de 45°-60° de amplitud en el plano coronal; de báscula anterior – báscula posterior de amplitud variable de 4,3° (McQuade et al., 1995) a 30° (Ludewig y Cook, 2000) en el plano sagital; y de rotación externa – rotación interna en el plano transversal de amplitud variable de 1,98° (McQuade et al., 1995) a 28,3° (Groot, 1999).

La articulación subdeltoidea, es la unión funcional de la cabeza del húmero tapizada por el manguito de los rotadores, donde algunos autores han podido observar una bolsa serosa que facilita el deslizamiento, y la cara profunda del músculo deltoides, unión del acromion, coracoides y ligamento acromiocoracoideo. Es una articulación mecánica con dos superficies que se deslizan entre sí. La articulación subdeltoidea está biomecánicamente unida a la articulación glenohumeral, esto es, cualquier movimiento en la articulación glenohumeral comporta un movimiento en la articulación subdeltoidea.

Puede afirmarse pues, que las cinco articulaciones del complejo articular del hombro funcionan simultáneamente, según proporciones variables en el transcurso de los movimientos.

El sistema capsulo ligamentoso del hombro ayuda a mantener su estabilidad (pasiva), pero debido a la necesidad de ser lo suficientemente laxo para permitir su amplia movilidad, por si solo no es capaz de garantizar su

coaptación. Los estabilizadores activos (músculos estabilizadores) permiten que tengan lugar solamente unos pocos milímetros de traslación.

Los estabilizadores pasivos de la articulación glenohumeral son:

- Complejo ligamentario glenohumeral inferior (CLGHI) (Imagen 2).
    - Banda anterior: estabilizador primario en extensión horizontal a 30° de abducción y en extensión neutra.
    - Banda posterior: estabilizador primario en flexión horizontal a 30° de abducción.
    - Bolsa axilar: entre las bandas anterior y posterior.
    - Con el brazo en abducción y rotación externa, la banda anterior se mueve anteriormente para estabilizar la cabeza humeral antero superiormente y la banda posterior se mueve debajo de la cabeza humeral, estabilizándola inferiormente.
    - Con el brazo en abducción y rotación interna, la banda anterior se mueve debajo de la cabeza humeral y la banda posterior se mueve hacia atrás para estabilizar la articulación posteriormente.
    - Por su orientación y diseño, desempeña un importante papel como estabilizador pasivo anteroposterior del hombro.

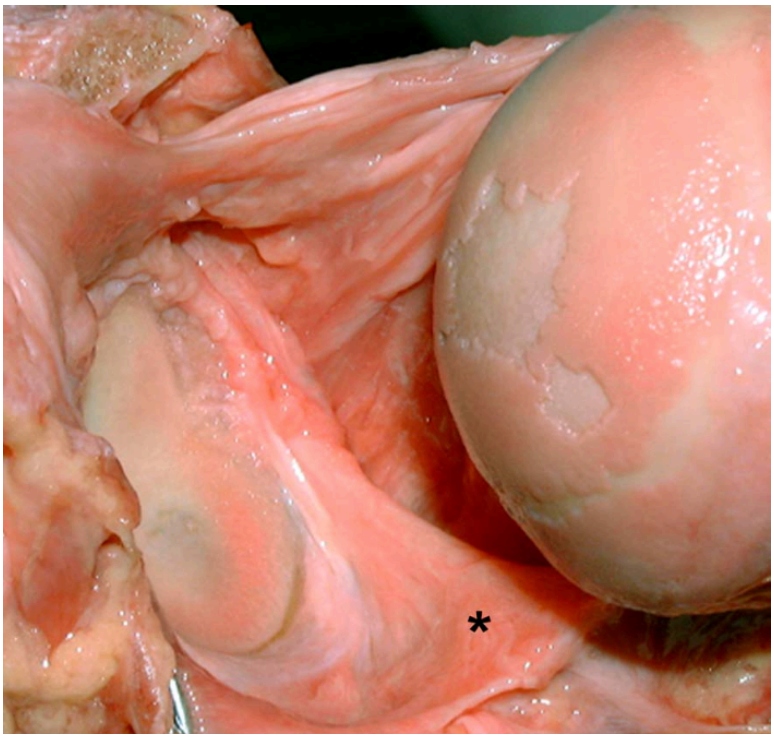

Imagen 2. Preparación anatómica correspondiente a un hombro derecho en visión posterior tras la resección de la cápsula articular. Se aprecia el CLGHI con su típica forma de hamaca (*). Tomado de Gelber, 2007.

- Ligamento glenohumeral medio.
    - Contribuye a la estabilidad anterior en abducción de 45° y rotación externa.
- Ligamento glenohumeral superior.
    - Proporciona limitación pasiva a la subluxación inferior del húmero en la posición de descanso del brazo.
    - Adicionalmente, podría limitar la dislocación posterior del hombro rotado internamente, flexionado y en adducción.

- Ligamento coracohumeral.
    - Su función es discutible. Desde una función de suspensión, donde asistiría al ligamento glenohumeral superior, hasta una función casi nula.

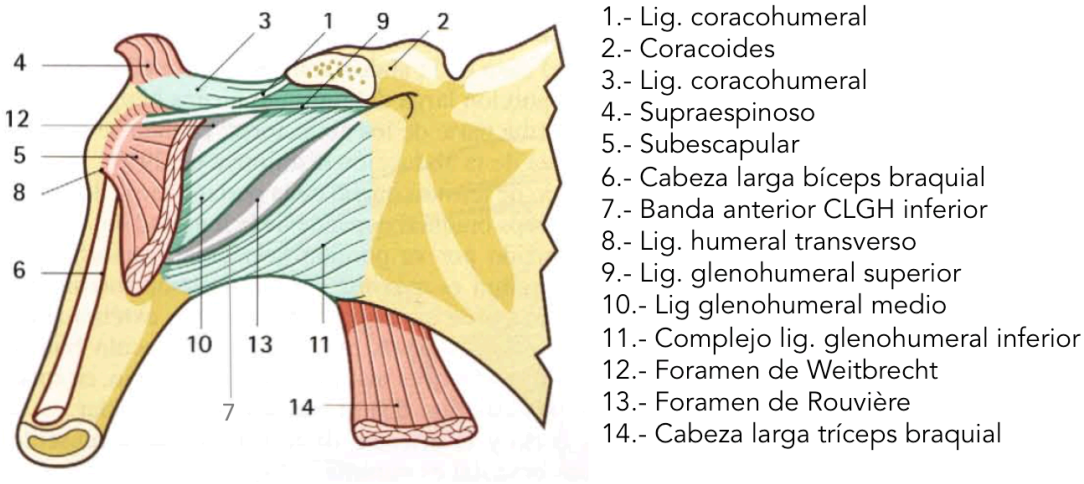

Figura 1. Principales ligamentos de la articulación glenohumeral (color verde). Adaptado de Rouvière y Delmas, 2005.

Debido a su gran movilidad, la estabilidad de la articulación glenohumeral no puede recaer únicamente en los ligamentos (Figura 1): la acción de los músculos coaptadores es fundamental. Este papel está desarrollado por los músculos que actúan sobre esta articulación, los cuales desempeñan las funciones de contraerse para crear movimiento, contraerse para limitar las fuentes pasivas de movimiento, y relajarse cuando la fuerza que desarrollan es contraproducente (Perry, 1983).

Los músculos que actúan sobre el hombro son: deltoides, supraespinoso, infraespinoso, redondo menor, redondo mayor, subescapular, coracobraquial,

pectoral mayor, pectoral menor, subclavio, bíceps braquial, cabeza larga del tríceps braquial, trapecio superior, trapecio medio, trapecio inferior, elevador de la escápula, romboides, serrato anterior, subclavio, dorsal ancho. El músculo esternocleidomastoideo teniendo inserción en la clavícula, participa sobre todo en los movimientos de la columna cervical, actuando en la cintura escapular principalmente como elevador de la caja torácica (inspirador).

Cinco de los nueve músculos relacionados con la articulación glenohumeral pueden considerarse motores primarios, trabajan solos o en conjunto, y se coordinan a nivel neurológico fino. Son quince los músculos que proporcionan el movimiento escapular, nueve los que proporcionan el movimiento glenohumeral y seis el soporte de la escápula sobre el tórax (Jiménez, 2001).

Algunos de ellos desempeñan una función más estabilizadora que dinámica, como es el caso de aquellos que componen el manguito de los rotadores (supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y subescapular). Otros en cambio, desempeñan su función principalmente para producir movimiento (por ejemplo, trapecio superior, trapecio inferior, deltoides, o dorsal ancho).

En las actividades por encima de la cabeza, como es el caso del tenis, tan solo el 20% aproximadamente de la fuerza total procede de la musculatura del hombro, el resto proviene de la adecuada conexión de la cadena cinética formada por el miembro inferior, pelvis y tronco. Por lo tanto, la musculatura del hombro es estabilizadora, más que generadora de movimiento.

Podemos afirmar por tanto, que el control estático y dinámico de la articulación glenohumeral es dependiente de los efectos estabilizadores de los ligamentos de la cápsula y de los músculos. Tenemos una serie de estructuras fibrosas importantes, consistentes en ligamentos anteriores de la cápsula y especialmente el complejo ligamentario glenohumeral inferior, que existe como una especie de engrosamiento de la cápsula, y además contamos con el rodete glenoideo proporcionando un reforzamiento estático anterior.

El movimiento de elevación del brazo es una función básica y esencial, la principal que otorga razón de existencia a este complejo articular, con un rango de movimiento normal de 168º en hombres, y 175º en mujeres. La amplitud restante hasta los 180º se obtiene gracias a la participación de la columna vertebral. Funcionalmente se realiza en el denominado "plano de la escápula", el cual se encuentra orientado anteriormente 30º respecto al plano frontal (Johnston, 1937) (Figura 2).

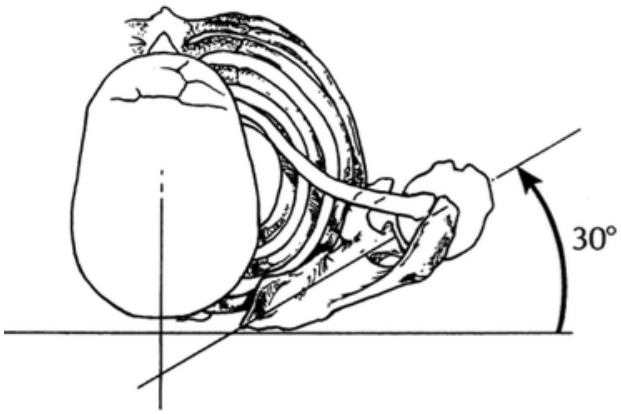

Figura 2. Plano de la escápula. Tomado de McCluskey y Getz, 2000.

Durante el comienzo del movimiento de elevación activa del brazo, existe un ligero desplazamiento craneal de la cabeza humeral, con una magnitud de 1-3 mm (Poppen y Walker, 1976).

La elevación del brazo debe realizarse de acuerdo a una combinación adecuada de proporción de movimiento, en la que principalmente se tienen en cuenta las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica. Es lo que se denomina ritmo escapulo humeral, el cual viene determinado por el estado intacto de las articulaciones y por la existencia de una fuerza y potencia musculares, haciendo que este ritmo se dé en las fases del movimiento que forman todo el gesto. Entre los 0°-90° de amplitud, la mayoría del movimiento se produce en la articulación glenohumeral, con un ratio de 4:1. Entre los 90° y la elevación completa, se debe realizar un mayor movimiento escapular, con un ratio de 5:4. Pero esta situación puede verse alterada por causas extrínsecas o intrínsecas, que den lugar a una inestabilidad del hombro, es decir, a una disfunción que cursa con una disminución de la coordinación.

Durante la correcta ejecución de este movimiento, deben aparecer un par de fuerzas en la articulación glenohumeral, y en la articulación escapulotorácica:

- Par de fuerzas glenohumeral.

Sucede entre el deltoides y el manguito rotador, principalmente supraespinoso e infraespinoso, de manera que el desplazamiento vertical de la cabeza humeral provocado por el deltoides es controlado por una compresión transversal ejercida por la fuerza muscular del manguito rotador para empujar la

cabeza humeral contra el centro de la fosa glenoidea. Solamente el supraespinoso y las porciones adyacentes del infraespinoso y subescapular están alineadas anatómicamente para proporcionar constantemente una fuerza compresiva, y depresión activa. El redondo menor es activo en los últimos grados de rango.

De este modo se proporciona la elevación eficiente del brazo; minimiza el desplazamiento vertical de la cabeza humeral; y proporciona una compresión horizontal para la estabilidad articular.

Otros músculos contribuyen adicionalmente al recentrado cefálico del húmero en determinadas posiciones como, por ejemplo, lo hace el músculo deltoides en abducciones que superan los 90°.

- Par de fuerzas escapulotorácica.

El par de fuerzas aparece entre el trapecio superior y la porción superior del serrato anterior, y el trapecio inferior y la porción inferior del serrato anterior. Este par de fuerzas permite a los músculos que vienen desde la escápula y actúan sobre el húmero, mantener una buena relación longitud-tensión. Durante la elevación ambos músculos están activos, pero en abducción la actividad es mayor en el trapecio, y en la flexión es mayor en el serrato anterior. El romboides y el trapecio medio trabajan sinérgicamente, cuyo par de fuerzas sirve para controlar el cambio de posición de la escápula. Los músculos romboides son los rotadores inferiores de la escapula.

Las funciones de la rotación escapular en la elevación son aumentar la estabilidad de la articulación después de los 90° situando la cavidad glenoidea

bajo la cabeza humeral; mantener la longitud muscular moviendo el origen del deltoides y manguito rotador, alejándolo de su inserción; y elevar el acromion eliminándolo del camino para la elevación del húmero. Esto preserva la longitud del músculo, lo que permite una producción más efectiva de fuerza.

El adecuado ritmo escapulo humeral asegura una posición óptima de la cavidad glenoidea para recibir la cabeza del húmero, lo que aumenta el rango, y una buena relación entre longitud y tensión de los músculos que se originan en la escápula y actúan sobre el húmero.

La cabeza larga del bíceps braquial, tanto en rotación externa como en interna, produce fuerzas compresivas limitando las traslaciones de la cabeza humeral. Durante el lanzamiento, es un importante estabilizador incrementando la rigidez de la cápsula anterior (Abboud y Soslowsky, 2002).

2.2. Anatomía y biomecánica de la columna torácica

La columna vertebral, también denominada raquis, constituye el pilar central del tronco, por lo que proporciona una función de soporte, compuesta por multitud de componentes pasivos y activos (Bergmark, 1989). A su vez, debe permitir movilidad, así pues, debe conciliar dos imperativos mecánicos contradictorios: rigidez y flexibilidad. Además de la citada función, el raquis desempeña un papel protector del eje nervioso. Esta constituida por un número de elementos rígidos, las vértebras, considerado bastante constante, entre 33 y 35; y por elementos elásticos, los discos intervertebrales. Estos son considerados los elementos de mayor importancia mecánica y funcional del

raquis, pues se trata de un amortiguador hidráulico, pretensado y cerrado, de los impactos y cargas que permite el movimiento entre vértebras (Kirby y Roberts, 1985; Miralles y Puig, 1998; Panjabi, 1985).

En un plano sagital, presenta cuatro curvas: lordosis cervical, cifosis dorsal, lordosis lumbar, cifosis sacro coccígea. Las cifosis presentan concavidad anterior, mientras que las lordosis son de concavidad posterior (Cuadrado et al., 1993; Hamill y Knutzen, 1995; Miralles y Puig, 1998; Panjabi, 1985; Thompson y Floyd, 1996). Estas curvas tienen como resultado el aumento de la resistencia y elasticidad de la columna vertebral. Teniendo en cuenta los segmentos móviles, la resistencia del raquis con presencia de curvaturas será 10 veces superior que si fuese completamente rectilínea (Lapierre, 1996).

En el plano frontal, el raquis presenta un alineamiento casi perfecto entre cada una de sus vertebras, aunque en algunos casos pueda surgir una ligera desviación que, dentro de ciertos límites, no es considerada patológica.

La columna torácica está formada por 12 vértebras, que se articulan entre sí y con las costillas respectivas. Se encuentra situada entre los segmentos cervical y lumbar de mayor movilidad, y está asociada con la conexión al tronco de la extremidad superior, también de gran movilidad. Es inherentemente rígida, lo que se ve favorecido por la estructura alargada de las apófisis espinosas en esta región, y por la presencia de la parrilla costal.

En una vértebra dorsal tipo podemos diferenciar varias partes (Rouvière y Delmas, 2005):

El **cuerpo vertebral** es más grueso que el de las vértebras cervicales y su diámetro transversal es casi igual a su diámetro antero posterior. En la parte posterior de las caras laterales, cerca del pedículo, se observan dos carillas articulares costales, una superior y otra inferior, destinadas a articularse con la cabeza de las costillas. Cada costilla se articula con las hemicarillas superior e inferior de las vértebras vecinas. La cara posterior del cuerpo vertebral, en relación con el agujero vertebral, es muy cóncava hacia atrás.

Los **pedículos** se implantan en la mitad superior de la porción lateral de la cara posterior del cuerpo vertebral. Su borde inferior es mucho más escotado que su borde superior.

Las **láminas** son igual de altas que de anchas.

La **apófisis espinosa** es voluminosa y larga, muy inclinada hacia abajo y hacia atrás. Su vértice es unituberoso.

Las **apófisis transversas** se desprenden a cada lado de la columna ósea formada por las apófisis articulares, por detrás del pedículo. Están dirigidas hacia fuera y un poco hacia atrás. Su extremidad libre, ensanchada, presenta en su cara anterior una superficie articular, la **carilla costal**, en relación con la tuberosidad de las costillas.

Las **apófisis articulares** constituyen salientes por arriba y por debajo de la base de las apófisis transversas. La carilla articular de la apófisis superior mira hacia atrás, hacia fuera y un poco hacia arriba. La carilla de la apófisis inferior presenta una orientación inversa.

El **agujero vertebral** es casi circular.

Hay algunas vértebras dorsales que presentan caracteres propios:

- El cuerpo de la primera vértebra dorsal recuerda al de las vértebras cervicales. Sin embargo, en sus caras laterales existen, por arriba, una carilla completa, que corresponde a toda la superficie articular de la cabeza de la primera costilla y por debajo una hemicarilla para la segunda costilla.

- La décima vértebra dorsal no tiene carilla articular costal inferior en las partes laterales del cuerpo. La superficie articular de la apófisis transversa es inconstante (Ricard, 2007).

- La undécima y duodécima vértebras dorsales presentan en las caras laterales de sus cuerpos una sola carilla costal completa, relacionada con la superficie articular de la costilla correspondiente. Dicha carilla está situada en la cara externa del pedículo y sobresale del mismo. La carilla costal de las apófisis transversas falta. Las vértebras torácicas onceava y doceava se articulan con costillas flotantes, no unidas al esternón. Esta región es como una bisagra con gran movilidad (Calais-Germain, 1994). Por último, la apófisis articular inferior de la duodécima dorsal es semejante a las apófisis articulares inferiores de las vértebras lumbares.

Las **articulaciones de los cuerpos vertebrales** son anfiartrosis. Las superficies articulares son las caras superior e inferior de los cuerpos vertebrales. La concavidad de estas superficies está regularizada por una delgada lámina de cartílago que reviste su porción central excavada.

Los medios de unión son los discos intervertebrales y ligamentos periféricos. Los discos intervertebrales ocupan los intervalos comprendidos

entre los cuerpos vertebrales. Su forma es la de una lente biconvexa, que se adapta y se inserta por sus caras en las superficies articulares de los cuerpos vertebrales. Los ligamentos periféricos son dos cintas fibrosas que se extienden en toda la altura de la columna vertebral, uno por delante y otro por detrás de los cuerpos vertebrales. Se denominan ligamento vertebral común anterior y ligamento vertebral común posterior.

Las **articulaciones de las apófisis articulares** son artrodias en las región dorsal. En cada una de estas articulaciones, la apófisis articular inferior de una vértebra se une a la apófisis articular superior de la vértebra situada por debajo. Estas apófisis entran en contacto por medio de carillas articulares, recubiertas de cartílago, planas en la región dorsal. La articulación está recubierta por una cápsula articular, formando una articulación cerrada, contendiendo líquido sinovial que lubrica el cartílago hialino. Esta cápsula articular es densa y resistente en la región dorsal, y está reforzada postero internamente por el ligamento amarillo correspondiente.

Las láminas vertebrales están unidas entre sí, desde el axis hasta el sacro, por ligamentos elásticos, gruesos, muy resistentes, llamados a causa de su color ligamentos amarillos. En cada espacio inter laminar existen dos ligamentos amarillos, uno derecho y otro izquierdo, unidos entre sí en la línea media. Histológicamente el ligamento amarillo esta formado por un 20% de fibras de colágeno y un 80% de elastina. Por tanto, difiere de los demás ligamentos de la columna en que es, esencialmente, un ligamento elástico (Bodguk y Twomey, 1991).

Las apófisis espinosas están unidas entre sí por los ligamentos inter espinosos y por el ligamento supraespinoso. Los ligamentos inter espinosos son membranas fibrosas que ocupan el espacio comprendido entre dos apófisis espinosas vecinas. Se insertan por su borde superior y por su borde inferior en las apófisis espinosas adyacentes. Sus caras laterales se relacionan con los músculos espinales. El ligamento supraespinoso es un cordón fibroso que se extiende en toda la longitud de la columna vertebral, por detrás de las apófisis espinosas y de los ligamentos inter espinosos. Se adhiere al vértice de las apófisis espinosas y se une, en el espacio comprendido entre las apófisis, con el borde posterior de los ligamentos inter espinosos. Forma por detrás de las vértebras un tabique sagital intermuscular medio, que se extiende hasta la aponeurosis superficial. Este ligamento puede ser considerado como la inserción medial del músculo trapecio a nivel de las vértebras torácicas altas (Johnson et al., 1994).

Las apófisis transversas están unidas entre sí por los ligamentos inter transversos. En la región dorsal unen los vértices de las apófisis transversas vecinas.

Según Lapierre (1996), en la región dorsal, la altura de los discos es idéntica anterior y posteriormente, por lo que la cifosis fisiológica es debida más a la estructura cuneiforme de los cuerpos vertebrales que a la forma de los discos intervertebrales. Éstos son más delgados que los cervicales y lumbares, lo que se relaciona con su menor movilidad.

Permite movimientos de flexión – extensión (20° en cada una de las direcciones), flexión lateral (20°), rotación (35°). Un análisis detallado del rango de movimiento de las articulaciones intervertebrales torácicas puede estudiarse en la Tabla 1.

Segmento vertebral	Flexión y extensión combinadas	Flexión lateral	Rotación axial
T1-T2	4	6	9
T2-T3	4	6	8
T3-T4	4	6	8
T4-T5	4	6	8
T5-T6	4	6	8
T6-T7	5	6	8
T7-T8	6	6	8
T8-T9	6	6	7
T9-T10	6	6	4
T10-T11	9	7	2
T11-T12	12	9	2

Tabla 1. Rango de movimiento de las articulaciones intervertebrales torácicas, expresados en grados. Adaptado de McGill, 2002.

Resulta de gran trascendencia para la movilidad intervertebral la orientación de las carillas articulares inter apofisarias, que es distinta dependiendo del segmento raquídeo que se considere (Figura 3). En las vértebras torácicas, las carillas articulares son verticales y tienen una orientación circular que permite el movimiento de rotación entre dos vértebras adyacentes, limitando las costillas este movimiento. Aproximadamente, se hallan orientadas 60° con respecto al plano transversal, y 20° respecto al plano frontal.

Las carillas articulares de las vértebras torácicas altas están más horizontalizadas, aproximándose cada vez más a los 45º conforme se cranealizan. Por el contrario, las carillas articulares de vértebras torácicas bajas se verticalizan según vamos descendiendo de nivel, tendiendo a aproximarse a los 90º de orientación en la columna lumbar.

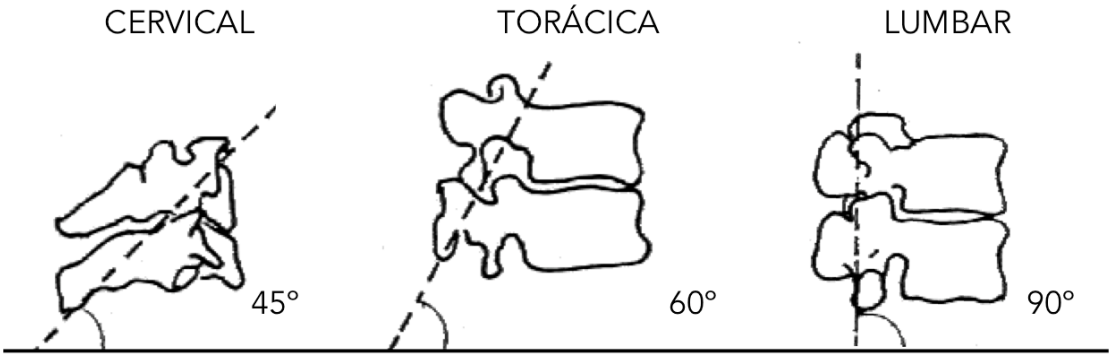

Figura 3. Orientación de las carillas articulares. Tomado de Miralles y Puig, 1998.

Dorsalmente se encuentra una estructura importante en la transmisión de carga y estabilización raquídea, asociada a las masas musculares que se originan e insertan en el raquis. Se trata de la fascia toraco lumbar, un sistema de protección del raquis consistente en tres capas aponeuróticas que envuelven los músculos lumbares separándolos en tres compartimentos. Se origina en la cresta ilíaca y fascia posterior del muslo, y se continúa con la lámina superficial de la fascia cervical (músculos esplenios). En la región lumbar, las capas posterior y media se unen en el margen lateral del erector espinal y el borde lateral del cuadrado lumbar; unido a la capa anterior forma el origen del transverso del abdomen (Barker y Briggs, 1999).

Uno de los músculos más importantes cuya aponeurosis forma parte de la fascia toraco lumbar es el dorsal ancho. De este modo, una de las funciones que desempeña este músculo es tensarla, además de conectar cinéticamente el miembro inferior con el miembro superior contralateral (Figura 4).

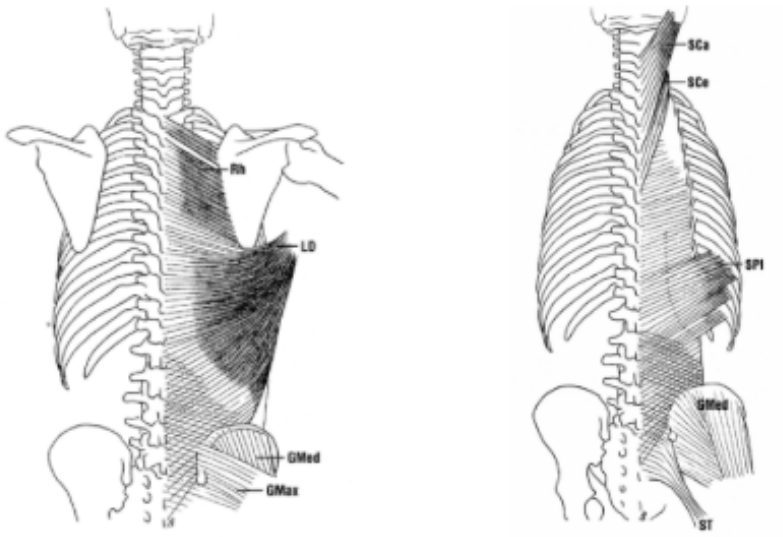

Figura 4. Disposición de la fascia toraco lumbar superficial (izq.) y profunda (dcha.). Tomado de Barker y Briggs, 1999.

La movilidad de la columna torácica debe mantenerse libre con el objetivo de poder adaptarse y contribuir al movimiento de la articulación escapulotorácica. De este modo una elevación bilateral del brazo induce a la extensión de columna torácica; y la elevación unilateral del brazo va acompañada de la flexión lateral contralateral de la columna torácica. Algunos de los músculos que participan en el movimiento escapulo torácico, actúan como sinergistas en movimientos del raquis, como es el caso del trapecio medio e inferior, que refuerzan a los extensores de la columna torácica para mantener la extensión de la misma.

Crawford y Jull (1993) estudiaron la variación de la movilidad de la columna torácica relacionada con la edad, llegando a las siguientes conclusiones: los individuos mayores usan toda la extensión disponible y los más jóvenes usan el 50%; el rango de extensión disponible en el grupo de mayor edad era un 35% inferior a los sujetos jóvenes; la cifosis era un 36% superior a los jóvenes y la flexión del hombro un 9% inferior; los individuos más jóvenes con una mayor cifosis no demostraron una disminución en el rango del hombro pero si demostraron una mayor extensión en la columna torácica durante la elevación del brazo comparados con los jóvenes con una cifosis torácica media.

Por lo tanto, la forma de la columna torácica y su movilidad, tiene una influencia significativa en la biomecánica de toda la cintura escapular, influyendo de este modo de una forma importante al rango de amplitud de la elevación del brazo.

2.3. Fisiopatología del hombro

La fisiopatología del complejo articular del hombro comprende patrones anormales de movimiento (discinesia escapular); hipermovilidad de la articulación glenohumeral (traslaciones de la cabeza humeral, inestabilidad multidireccional, subluxaciones y luxaciones); hipomovilidad de la articulación glenohumeral (hombro congelado, capsulitis adhesiva, post cirugía).

En posición anatómica, la cabeza mira oblicuamente hacia arriba, adentro y atrás. Su eje forma con el eje diafisario un ángulo de inclinación de 130° a 150°, y un ángulo de declinación de 30° con el plano frontal. La

retroversión del húmero va en aumento a medida que se avanza en la escala evolutiva, acentuando la predisposición a la inestabilidad. Este grado de torsión varía de una raza a otra, e incluso de un lado a otro en el mismo individuo (Pouliart y Gagey, 2005b).

El tamaño de la cavidad glenoidea representa aproximadamente un cuarto de la cabeza humeral. Es apenas cóncava y presenta una pequeña eminencia central llamada tubérculo glenoideo. Sin otro componente más que la estructura ósea, está claro que la articulación sería sumamente inestable, como una pelota de golf apoyada en su *tee*.

La concavidad de la cavidad glenoidea aumentada por la presencia del cartílago articular de mayor grosor en la periferia que en el centro y por el labrum glenoideo, y la congruencia con la cabeza humeral, proveen estabilidad a la articulación, la cual es aumentada por las fuerzas compresivas que produce el manguito rotador (Steinbeck et al., 1998).

Con su contracción selectiva, los músculos del manguito rotador contrarrestan las fuerzas de desplazamiento producidas por los músculos motores primarios. De aquí se deduce que pacientes con inestabilidad capsular pueden aumentar la seguridad de su articulación glenohumeral incrementando la fuerza y activación del manguito rotador (Guanche et al., 1995; Rockwood y Matsen, 1990).

Existe además un mecanismo de adhesión y cohesión entre las superficies húmedas de los cartílagos articulares. Es un mecanismo por el cual

dos superficies pueden deslizarse entre sí con facilidad, pero que dificulta en gran medida su separación (Matsen et al., 2006).

Existe una gran variabilidad en la descripción tanto de la presencia, como de la forma y tamaño de los ligamentos glenohumerales. En diferentes estudios anatómicos sobre cadáver, el ligamento glenohumeral superior es identificado en un porcentaje que varía desde el 94,1% hasta el 98% de los hombros, el glenohumeral medio desde el 63,1% hasta el 84,6% y el complejo ligamentario glenohumeral inferior ha sido descrito tanto como una estructura discreta, presente en tan sólo el 75% de casos, hasta una estructura definida en todos los hombros (DePalma, 1983; Ide et al., 2004; O'Brien et al., 1990; Steinbeck et al., 1998). Ciertos autores proponen que, debido a la ausencia en algunos individuos de los ligamentos glenohumerales superior y medio, éstos no deben ser muy importantes en la promoción de la estabilidad del hombro, al contrario del complejo ligamentario glenohumeral inferior, que se encontró de forma más constante (Yema et al., 1996; Yema et al., 1999).

A continuación se analiza en detalle cuales son los elementos que limitan cada una de las traslaciones de la cabeza humeral respecto de la cavidad glenoidea (McConnell, 2013).

- Estabilizadores estáticos que limitan la translación inferior:
    - Limitaciones con el brazo descargado en posición neutra:
        - Primaria: presión intra articular negativa, orientación de la cavidad glenoidea, mecanismo de adhesión-cohesión.

        - Secundaria: ligamento glenohumeral superior, ligamento coracohumeral, tendón supraespinoso.
    - Limitación en abducción a 45°:
        - Bandas anterior y posterior del complejo ligamentario glenohumeral inferior.
    - Limitación en abducción a 90°:
        - Banda posterior del complejo ligamentario glenohumeral inferior.
- Estabilizadores estáticos que limitan la translación posterior:
    - Cápsula posterior.
    - Cápsula anterosuperior.
    - Complejo ligamentario glenohumeral inferior (en abducción de 90°).
    - Tendones infraespinoso y redondo menor.
- Estabilizadores estáticos limitando la translación anterior:
    - Limitación primaria: Complejo ligamentario glenohumeral inferior.
    - Limitación secundaria (rango de abducción bajo): Asistencia del tendón subescapular y el ligamento glenohumeral medio.

Por lo tanto, la estabilidad de la cabeza humeral en la fosa glenoidea, tanto en reposo como durante el movimiento es dependiente de la cápsula articular, el labrum glenoideo, los ligamentos glenohumerales y coracohumeral, y la musculatura del manguito rotador (Culham y Peat, 1993).

Los problemas de hombro son debidos en su mayoría a la hipermovilidad más que a la hipomovilidad y es por ello, por lo que son difíciles de tratar, ya que implican cuestiones relacionadas con el control muscular.

El movimiento de la extremidad superior y del complejo articular del hombro, incluso durante las tareas cotidianas simples, requiere la integración en tiempo real de la información sensorial visual y propioceptiva, y la salida motora coordinada. Esto implica el control preciso de más de 40 músculos individuales y sus estructuras asociadas (Warfel, 1993). Los errores debidos a la disfunción, uso inadecuado, fatiga o lesión pueden conducir a malos resultados y una mayor propensión a una lesión más importante.

2.3.1. Discinesia escapular

La **discinesia escapular**, también denominada **SICK** (*Scapular Inferior Coracoid pain dysKinetic*) se caracteriza por una malposición escapular, borde medial o ángulo inferior prominente, malposición y dolor coracoideo, y alteración de la adecuada coordinación del movimiento de la escápula dentro del complejo articular del hombro (Burkhart et al., 2003), es decir, que en su definición se encuadra la presencia de alteración en su posición, alteración en su movilidad, o ambas.

Puede ocurrir que la cavidad glenoidea se oriente antero inferiormente y permanezca allí después de iniciar el movimiento de elevación del brazo. Si ocurriese esto, no se encontraría en una buena disposición para contribuir al movimiento fisiológico, en el que debería orientarse en dirección

anterosuperior, de manera que pueda acoger y acompañar a la cabeza humeral en su recorrido.

La posición de la columna torácica afecta significativamente la cinemática escapular durante la elevación en el plano escapular, y una postura con los hombros caídos está asociada con un descenso en la fuerza muscular (Kebaetse et al, 1999).

La disfunción de la musculatura escapular es común en la inestabilidad glenohumeral y el impingement subacromial, en un 32% y 57% respectivamente, aunque debe determinarse si esto representa un fenómeno primario o secundario (Warner et al., 1991).

Se han observado incrementos en la elevación escapular y clavicular, y rotación externa y báscula posterior escapulares en pacientes con impingement; adicionalmente, se ha sugerido que estas alteraciones cinemáticas pueden ser compensaciones inespecíficas al dolor (McClure et al., 2006). En ocasiones puede estar relacionada con múltiples factores causales proximales (anomalías del equilibrio, lesiones nerviosas), o distales (lesiones de la articulación acromioclavicular, roturas tendinosas del manguito rotador).

2.3.2. Inestabilidad glenohumeral

La inestabilidad glenohumeral se puede definir como la incapacidad para mantener la cabeza humeral centrada en la cavidad glenoidea para permitir su óptima función sin dolor, causada por una alteración de las estructuras anatómicas estabilizadoras normales del hombro.

Es sabido que los ligamentos poseen mecanoreceptores, los cuales activan un reflejo de nivel segmentario y determinan la contracción muscular ante un movimiento brusco o excesivo que ponga en peligro la indemnidad articular. Por tanto, cuando hay afectación de las estructuras ligamentarias, se produce una anulación de la retroalimentación propioceptiva.

La palabra propiocepción procede de los términos *proprius* = propio, de sí mismo y *capio* = tomar o captar; por lo tanto, literalmente quiere decir captarse a sí mismo. El término se refiere a la captación de las partes del propio cuerpo por los receptores que se encuentran localizados en la profundidad del mismo. Para dar una definición formal, diremos que la propiocepción es el sentido del movimiento, de la posición y de la tensión musculo esquelética suministrado por mecanorreceptores situados en la profundidad de los músculos, articulaciones, tejido conectivo y sistema vestibular. Podríamos agregar que es el sistema por medio del cual se logra el equilibrio (Sherrington, 1952).

Actualmente, se sabe que terminaciones neuronales especializadas, órganos propioceptivos como corpúsculos de Paccini, terminaciones de Ruffini y órganos tendinosos de Golgi han sido encontrados en la cápsula y ligamentos de todas las articulaciones. Estos mecanorreceptores son neuronas especializadas que transforman una deformación mecánica en señales eléctricas que transmiten información sobre la posición y movimiento de una articulación. La estimulación de estos receptores resulta en una contracción muscular refleja sobre la articulación como un mecanismo adaptativo de control contra

repentinos movimientos de aceleración o desaceleración. Estos receptores en la cápsula articular actúan primariamente en los grados extremos de movimiento.

La sensibilidad propioceptiva permite la sensación de movimiento articular (cinestesia) y posición articular en el espacio. La sensación propioceptiva normal y los efectos de las lesiones capsulo ligamentosas fueron descritas en la rodilla y el tobillo. De igual modo en el hombro, la inestabilidad se encuentra asociada con déficit propioceptivos (Jerosch et al., 1995; Pouliart y Gagey, 2005a).

Una lesión de los tejidos que poseen mecanorreceptores puede resultar en una desaferentación parcial, la cual conduciría a un déficit propioceptivo. Esta merma en la retroalimentación propioceptiva, a su vez, derivaría en una mayor susceptibilidad a sufrir nuevas lesiones. Sin embargo, hay estudios que documentan una recuperación, al menos parcial, de la cinestesia y del sentido de la posición de la articulación en el espacio, en hombros reconstruidos quirúrgicamente, después de la rehabilitación (Lephart et al., 1995; Lephart et al., 1997).

Un estrés crónico asociado a deportes que realizan actividades por encima de la cabeza, se ha definido como un factor predisponente a padecer inestabilidad anterior de hombro (Abrams, 1991; Allen y Warner, 1995; Galinat et al., 1991; Kvitne y Jobe, 1993). Estos atletas normalmente realizan actividades como lanzamientos, voleibol y tenis, donde en todos ellos se requiere una rotación externa extrema con el húmero abducido y extendido en el plano horizontal. Una hipótesis actual es que esa sobrecarga capsular sobre la cabeza

repetida en esta posición de rango de movimiento extremo, conduce a una atenuación gradual de los frenos estáticos antero inferiores (Herrington, 1998; Kvitne y Jobe, 1993), aumento de la traslación glenohumeral y una continuación de patología de hombro (Kvitne y Jobe, 1993).

Basándose en la observación artroscópica, Kvitne y Jobe (1993) describieron un patrón de lesión en esta población deportista que involucraba inestabilidad primaria e impingement secundario subacromial o impingement glenoideo posterior de la superficie subyacente del manguito rotador con el borde glenoideo postero superior.

Las inestabilidades glenohumerales pueden ser clasificadas atendiendo a bases clínico radiológicas, atendiendo fundamentalmente en la etiología, la dirección de ésta, y algunos hallazgos imageneológicos (Farber y Buckwalter, 2002):

- TUBS (*Traumatic Unilateral Bankart Surgery usually indicated*): Lesión traumática unidireccional comúnmente asociada con una lesión de Bankart del labrum glenoideo, normalmente con indicación de cirugía.

- AMBRI (*Atraumatic, often Multidirectional, often Bilateral, treated by Rehabilitation / physiotherapy, or Inferior capsular shift if rehabilitation fails*): Problema atraumático multidireccional, normalmente bilateral, tratado con Fisioterapia, o deslizamiento capsular inferior si la rehabilitación falla.

- AIOS (*Acquired Instability Overuse Surgery usually indicated*): Inestabilidad adquirida por sobreuso que requiere cirugía correctiva. En este

grupo puede incluirse la inestabilidad micro traumática desarrollada en los deportistas lanzadores.

- AMSI (*Atraumatic Minor Shoulder Instability*): Inestabilidad menor atraumática de hombro.

Como en la mayoría de las clasificaciones, corremos el riesgo de simplificar demasiado el problema. Así podemos encontrar por ejemplo, un daño sobre el complejo ligamentario glenohumeral inferior que provoque una inestabilidad multidireccional; o un micro trauma de repetición en deportistas lanzadores que nos provoque igualmente una inestabilidad multidireccional.

Inestabilidad glenohumeral multidireccional

Si hablamos de la **inestabilidad multidireccional**, un pequeño porcentaje de los casos de inestabilidad glenohumeral son atraumáticos, multidireccionales y bilaterales (Ly at al., 2003; Farber y Buckwalter, 2002). Su manejo terapéutico implica Fisioterapia, aunque en algunos casos puede ser necesaria la cirugía.

La inestabilidad multidireccional puede cursar sin hiperlaxitud y generalmente ocurre como consecuencia de al menos dos episodios previos de luxación traumática, con lesiones cápsulo labrales anterior y posterior. Cuando cursa con hiperlaxitud, se relaciona con amplios recesos capsulares y con un labrum deficiente. Muchos de los casos de inestabilidad considerados multidireccionales corresponden en realidad a inestabilidad unidireccional

asociada a hiperlaxitud; su interpretación errónea es perjudicial para un adecuado manejo terapéutico.

Algunas variantes anatómicas de la escápula, tales como displasia glenoidea, deficiencia del margen postero inferior de la glenoides o retroversión glenoidea acentuada, pueden asociarse con mayor probabilidad a inestabilidad multidireccional (Yu et al., 2002).

Inestabilidad glenohumeral sutil

La **micro inestabilidad** o **inestabilidad sutil** puede aparecer por un micro traumatismo repetitivo, que genera una elongación ligamentosa e hiperlaxitud adquirida. El término de inestabilidad sutil se refiere al síndrome doloroso anterosuperior acompañado de limitación funcional en el hombro. En la inestabilidad sutil no existe antecedente de luxación glenohumeral documentada (Ly at al., 2003; Farber y Buckwalter, 2002).

En su mayoría aparece en deportistas que realizan movimientos repetidos por encima de la cabeza, y suelen cursar con rotación interna de la articulación glenohumeral restringida e incremento de la rotación externa en el brazo de lanzamiento; retroversión humeral; cápsula posterior tensa; y discinesia escapular.

El déficit de rotación interna glenohumeral (GIRD: *Glenohumeral Internal Rotation Deficit*) se define como la pérdida en grados de la rotación interna glenohumeral del hombro lanzador comparado con el hombro no lanzador. Esto conlleva mayor probabilidad de sufrir lesiones de hombro. El reconocimiento

por primera vez de la relación entre el GIRD y la disfunción de hombro en deportistas lanzadores fue en 1991 (Burkhart et al., 2003).

La enérgica y repetitiva naturaleza de las actividades que implican movimientos por encima de la cabeza se supone como una causa de micro trauma en la cápsula anterior, produciendo un desplazamiento anterior de la cabeza del húmero, cambiando el arco de rotación del hombro, de manera que hay un aumento en la rotación externa y un descenso en la rotación interna.

Burkhart et al. (2003) sugieren que el hombro es susceptible de lesión si un deportista demuestra un déficit de rotación glenohumeral interna, donde el incremento de rotación externa es menor que la disminución en rotación interna, así el arco total de rotación es un 10% menor que el lado contralateral (GIRD). La alteración en la coordinación de los músculos escapulares (discinesia escapular) durante el lanzamiento ha sido también sugerida como causa de este desplazamiento anterior de la cabeza del húmero, aumentando el riesgo de disfunción del hombro.

La retroversión humeral es la diferencia angular entre la orientación de la cabeza humeral y el eje del codo en la paleta humeral. Este ángulo es medido en la intersección de dos líneas: una que biseciona en su diámetro mayor la superficie articular de la cabeza humeral proximalmente, y la segunda que se proyecta uniendo el epicóndilo y la epitróclea distalmente. Los estudios antropométricos realizados ofrecen un valor medio de retroversión humeral de 30°, considerando valores normales de 20° a 40° (García-Mata et al., 1989),

aunque estos valores pueden variar entre distintas poblaciones, hombres y mujeres, y entre ambos lados del cuerpo (Krahl & Evans, 1945).

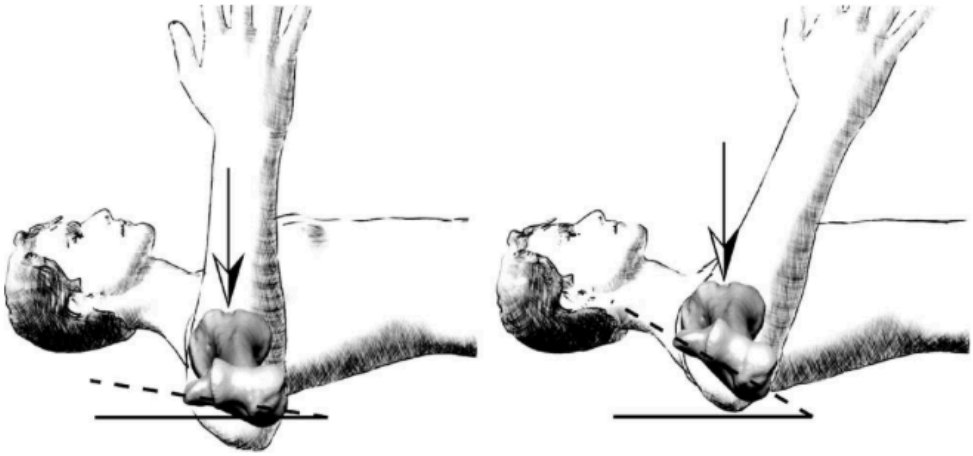

Figura 5. Representación gráfica de la diferencia de retroversión humeral y cómo afectará la medición de la rotación glenohumeral. Tomado de Whiteley et al., 2006.

En los dos sujetos que aparecen en la Figura 5, la posición de la articulación glenohumeral ha sido estandarizada mediante la orientación cuidadosa del posicionamiento del surco bicipital orientado (flechas). Debido a un incremento de 20° en la retroversión humeral (que sucede en el eje del húmero), el sujeto de la izquierda presenta un cambio en la rotación de hombro de 20°. Este sujeto mostraría por tanto 20° más de rotación externa y 20° menos de rotación interna.

Un cambio en el eje rotacional del hombro lanzador debido a una retroversión humeral por cargas rotacionales grandes y repetitivas aplicadas a la fisis proximal del húmero durante actividades que implican movimientos repetitivos por encima de la cabeza, también se ha hipotetizado como causa que da lugar a problemas en el hombro. Los lanzadores con dolor crónico en el

hombro tienen menos retroversión humeral, lo que sugiere que tienen más limitación en sus cápsulas anteriores durante las actividades que implican movimientos repetitivos por encima de la cabeza, por tanto, tienen mayor probabilidad de desarrollar sintomatología dolorosa.

Lesión de Bankart

La **lesión de Bankart**, descrita inicialmente por un anatomo patólogo británico, A. Blundell Bankart, en 1923, es una rotura del labrum antero inferior del reborde glenoideo (Imagen 3). La técnica para su reparación quirúrgica se describió por primera vez en 1938, y consiste en el reanclaje del labrum al reborde glenoideo (Bankart, 1938). Además, también puede producirse una avulsión del rodete del borde glenoideo en forma de manguito de tejido, o lesión tipo ALPSA (*Anterior Labral Periosteal Sleeve Avulsion*) de Neviaser (Neviaser, 1993).

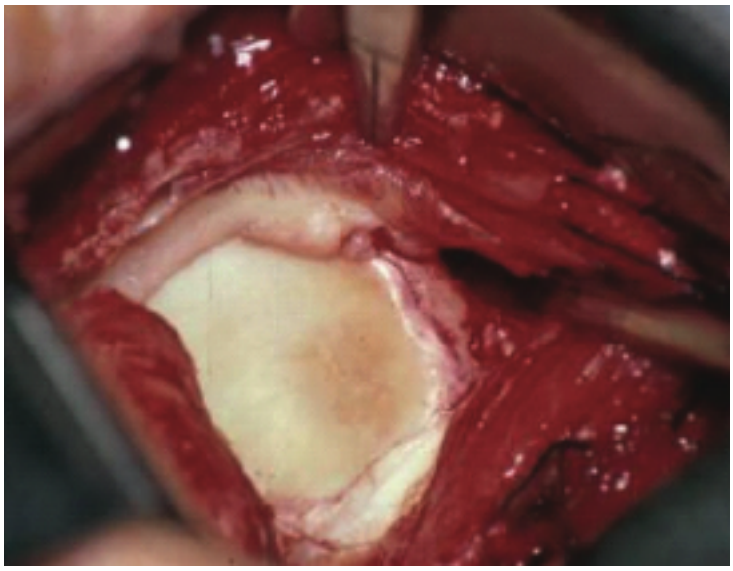

Imagen 3. Lesión de Bankart: rotura del rodete glenoideo antero inferior.
Tomado de Blaine et al., 2011.

Los traumatismos recurrentes y los micro traumatismos de repetición producen una deformación sustancial del complejo ligamentario glenohumeral inferior, y dan lugar a episodios recidivantes de subluxación sintomática.

Lesión de Hill-Sachs

La **lesión de Hill-Sachs**, es la lesión de la porción postero lateral superior de la cabeza humeral por fractura por compresión, descrita en 1940 por Hill y por Sachs, quienes hicieron su descripción con radiografías de hombro (Hill y Sachs, 1949). Se produce cuando se luxa la cabeza humeral y ésta se impacta en el reborde glenoideo anterior; en aproximadamente el 95% de los casos ocurre en dirección anterior, secundaria a hiper abducción, extensión y rotación externa (Richards et al., 1994) (Imagen 4). La pérdida de hueso glenoideo está típicamente asociada con la lesión de Hill-Sachs en pacientes con inestabilidad anterior recurrente glenohumeral, lo que es esencial identificar para optimizar los resultados clínicos.

La prevalencia de la lesión de Hill-Sachs es mayor entre la población con historia de inestabilidad anterior del hombro, y varía desde 40% hasta 90%. Para los pacientes que inician su padecimiento con una luxación anterior la incidencia es del 25%; el tamaño de la lesión aumenta con la recurrencia de la misma (Provencher, 2011).

La lesión de Hill-Sachs es un factor predisponente de inestabilidad glenohumeral. La resonancia magnética permite su evaluación con gran detalle

estructural, en especial de las lesiones de los complejos cápsulo labral y ligamentario (Vega-Gutiérrez y Gómez-Pérez, 2014).

Imagen 4. Imagen tridimensional de Tomografía Computerizada que muestra luxación glenohumeral anterior derecha con lesión de Hill-Sachs enganchada.
Tomada de Cáceres et al., 2012.

La lesión de Hill-Sachs inversa, se ha descrito en pacientes con inestabilidad glenohumeral posterior.

Lesión de SLAP

La **lesión de SLAP** (*Superior Labrum Anterior and Posterior*) es una rotura antero superior del complejo labral – bíceps braquial, que fue descrita por primera vez por Andrews et al. (1984). Suele estar causada por una caída en posición de flexión y abducción del brazo, causando una fuerza compresiva; por tracción; por dislocación o subluxación; y por micro traumas repetidos

(deportistas lanzadores). Una lesión de SLAP sin tratar puede convertirse en una situación potencialmente devastadora que podría ser fuente de dolor crónico, así como provocar una pérdida significativa de la función.

La clasificación más frecuentemente utilizada para las lesiones de SLAP fue la descrita por Snyder et al. (1990), tras una revisión retrospectiva de 700 artroscopias de hombro. Identificaron cuatro tipos de lesiones del labrum superior que involucraban el anclaje bicipital (Figura 6). El tipo I presenta un deshilachado del borde superior del labrum. El tipo II, la más común, consiste en una desinserción del labrum superior y del bíceps del anillo glenoideo. En el tipo III aparece una rotura en asa de cubo del labrum superior con una inserción bicipital intacta. Finalmente, el tipo IV, la lesión menos frecuente, consiste en una rotura en asa de cubo del labrum superior extendida al tendón bicipital, causando una desinserción del ancla del bíceps braquial.

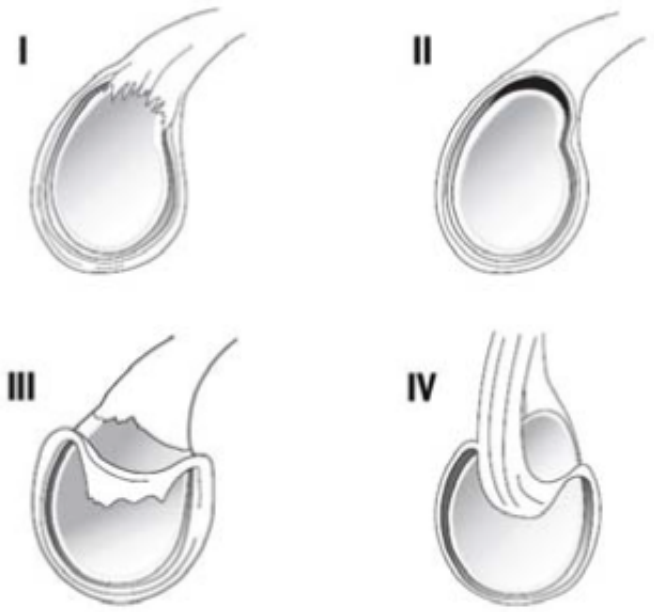

Figura 6. Ilustración de los tipos de lesiones de SLAP, descritas por Snyder et al., 1990. Tomado de Dodson et al., 2009.

Con el tiempo, otros autores han encontrado numerosas combinaciones o lesiones complejas de SLAP que no pueden ser clasificadas según la propuesta original de Snyder et al. Maffet et al. (1995) expandieron la clasificación original realizada en 1990 para incluir las lesiones tipo V, caracterizada por la presencia de una lesión de Bankart antero inferior que se extiende al labrum superior; las lesiones tipo VI, que consisten en una rotura del anclaje bicipital anteroposterior de su inserción superior; y las lesiones tipo VII, consistentes en una extensión de la separación del tendón del bíceps del labrum superior al área del ligamento glenohumeral medio.

Morgan et al. (1998) clasificaron además las lesiones de SLAP tipo II en anterior, posterior, y anteroposterior combinada. Hipotetizaron que las lesiones de SLAP causan micro inestabilidad anterior o posterior, la cual en última instancia será la causa de pseudo laxitud y engrosamiento parcial, y desgarros del manguito rotador en el lado articular como lesiones específicas. En otras palabras, lesiones de SLAP posteriores causan desgarros posteriores del manguito rotador, y lesiones de SLAP anteriores causan desgarros anteriores del manguito rotador.

2.3.3. Impingement de hombro

Dentro de las diferentes causas identificadas de los dolores crónicos de hombro, cuando están asociadas a actividad vigorosa por encima de la cabeza, ese dolor a menudo es debido a cambios patológicos en las uniones músculo tendinosas del manguito rotador. Las dos etiologías consideradas etiologías de

estos cambios del manguito son un proceso degenerativo asociado a una sobrecarga por tensión (Lindblom, 1939) o un pinzamiento subacromial (Neer, 1972).

Impingement subacromial

El **impingement subacromial** se produce cuando el espacio disponible se estrecha entre la articulación acromioclavicular, el acromion y el arco coracoacromial, por encima, y la articulación glenohumeral, por debajo. Esto provoca un pinzamiento que da lugar a la irritación mecánica de las estructuras que alberga ese espacio: los tendones del manguito rotador (supraespinoso, infraespinoso, redondo menor, subescapular), el tendón de la cabeza larga del bíceps braquial, y la bursa subacromiodeltoidea (Van Holsbeeck et al., 1992). Una distancia de menos de 6 mm se considera indicativa de un trastorno por pinzamiento del manguito rotador (Flatow et al, 1994). Fue Neer (1972) quien introdujo el concepto de impingement del manguito rotador; él describió el síndrome como un pinzamiento mecánico de los tendones del manguito rotador bajo la porción antero inferior de acromion que se produce cuando el hombro es colocado en posición de flexión y rotación interna.

Las causas que pueden provocar esta situación pueden ser:

- La invasión del espacio subacromial desde arriba, por ejemplo, debido a una hipertrofia del ligamento coracoacromial, anomalías congénitas, o formación de osteofitos. Bigliani et al. (1986) describieron variaciones en el tamaño y forma del acromion, estableciendo tres tipos según su morfología.

Tipo I plano, tipo II curvo, tipo III unciforme. Aunque el tipo curvo es el más frecuente, en el 70% de los hombros de cadáver con rotura completa del espesor del manguito rotador se encontró tipo III.

- Edema de los tendones del manguito rotador, normalmente una tendinopatía por uso excesivo del tendón, que aparece debido a una biomecánica defectuosa (por ejemplo, mala técnica en natación o de lanzamiento). También puede ocurrir un engrosamiento de la bursa subacromial, y fibrosis.

- Traumatismo, ya sea un traumatismo agudo de gran intensidad, o micro traumatismos repetidos en el tiempo.

- Actividades que implican movimientos por encima de la cabeza de forma continuada.

- Traslación excesiva de la cabeza humeral, debida a una inestabilidad anterior crónica.

- A 90° de abducción, el complejo ligamentario glenohumeral inferior y la cápsula postero inferior se convierten en el principal freno. El ligamento además también resiste la traslación inferior a 90° de abducción y muestra estiramiento significativo con el brazo elevado y rotado internamente in el plano sagital (Urayama, 2001). La tensión en la cápsula posterior ha sido sugerida como un factor contribuyente al impingement secundario en el deportista lanzador (Wilk y Arrigo, 1993). Tyler et al. (1999) también sugirieron que una cápsula posterior tensa puede causar una migración anterosuperior de la cabeza humeral durante la elevación, contribuyendo al impingement.

Además de los factores implicados en la patogénesis de impingement de hombro esquematizados en la Figura 7, deberemos tener en cuenta la influencia de ciertas consideraciones posturales. De tal modo, en un asentamiento anterior de los hombros, éstos son susceptibles de varios síndromes de pinzamiento, dando lugar a una posición escapular que no es correcta, con el trapecio inferior alargado y romboides tenso; durante la abducción, la escápula rota inferiormente, lo que supone una mala posición de la cavidad glenoidea; disminuye la estabilidad ósea de la articulación glenohumeral; aumenta el control activo requerido; y una mayor cifosis torácica podría limitar la flexión del hombro en dos maneras, menor contribución de la columna torácica al movimiento del hombro, y movimiento escápulo torácico alterado (McConnell, 2013).

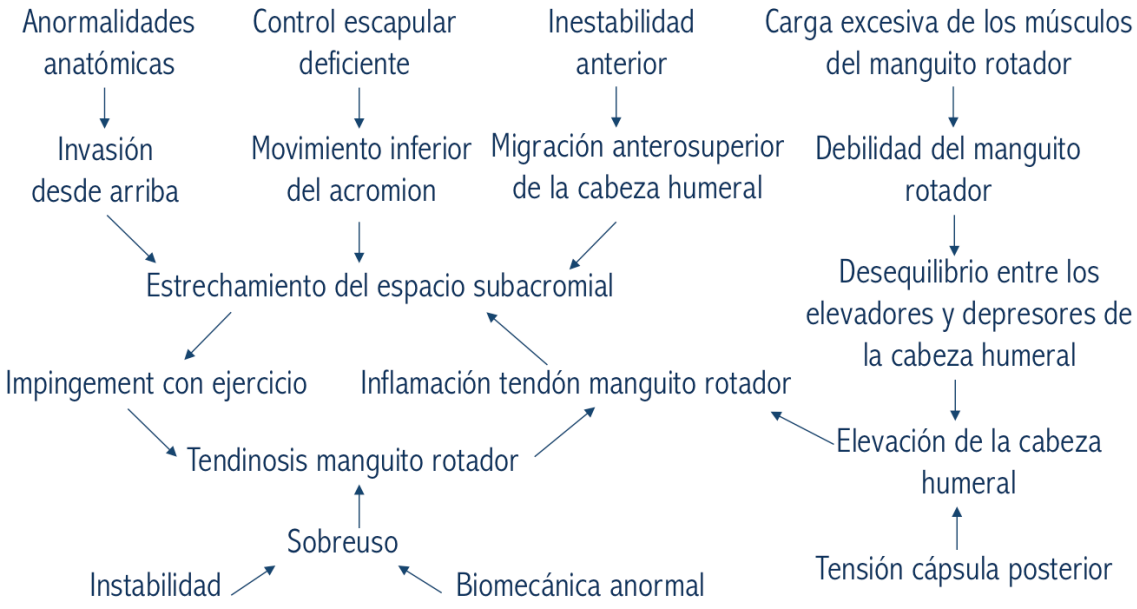

Figura 7. Factores implicados en la patogénesis de impingement de hombro. Adaptado de Brukner y Khan, 1993.

Impingement interno

El **impingement interno**, es un pinzamiento causado por el contacto patológico de la superficie profunda del subescapular con el reborde antero superior de la glenoides. (Gerber y Sebesta, 2000). En esta situación coexiste una debilidad de las musculatura rotadora externa. Esta entidad se presenta clásicamente en deportistas jóvenes que realizan actividades por encima de la cabeza.

En este contexto, hay un espectro de condiciones patológicas asociadas, incluyendo desgarros parciales o totales del manguito rotador, lesiones anteriores y posteriores capsulares, desgarros del labrum glenoideo, erosiones condrales glenoideas, condromalacia de la cara postero superior de la cabeza humeral, y lesiones del bíceps braquial (Edelson y Teitz, 2000; Jobe, 1996; Budoff et al., 2003; Meister, 2000).

Burkhart et al. (2003) afirmaron que el impingement interno no es una condición patológica, sino más bien un freno natural a la excesiva rotación externa.

Un paciente con impingement interno aislado puede presentar un incremento en la laxitud global o un incremento en la traslación anterior aislada. Típicamente, el hombro dominante tiene de 10° a 15° más de rotación externa, 10° a 15° menos de rotación interna, y un mayor desarrollo muscular que el hombro no dominante (Myers et al., 2006).

Para la provocación de los síntomas, se recomienda realizar flexión de hombro en el plano sagital de entre 80° y 100°, con rotación interna máxima. De

este modo, el pinzamiento se produce entre la superficie profunda del subescapular y el borde anterior glenoideo. Si la lesión afectase la inserción glenoidea del bíceps braquial, será necesaria mayor cantidad de flexión para reproducir el conflicto mecánico. (Gerber y Sebesta, 2000).

Impingement postero superior glenoideo

El **impingement postero superior glenoideo**, es un pinzamiento de las fibras internas del manguito rotador (fibras posteriores del supraespinoso, fibras anteriores del infraespinoso, o ambos) y el labrum postero superior entre el troquíter y la glenoides postero superior. Esto se produce generalmente en deportistas que realizan movimientos por encima de la cabeza con abducción y rotación externa extrema. Es secundario a la falta de resistencia por parte del subescapular causando angulación de la cabeza humeral en lugar de traslación (Jobe, 1996).

La semiología es mixta, incluyendo signos de inestabilidad anterior y deterioro del manguito rotador. Las posibles causas de los desgarros parciales de la parte profunda del supraespinoso son discutibles: impingement subacromial, inestabilidad anterior con impingement secundario, impingement postero superior glenoideo (Walch et al., 1991).

El conjunto de hallazgos de desgarros de la superficie inferior de los tendones del supraespinoso y del infraespinoso, y cambios quísticos en la cara posterior de la cabeza humeral asociada a la patología del labrum postero

superior es un descubrimiento diagnóstico constante de impingement postero superior (Giaroli et al., 2005).

2.3.4. Rotura tendinosa del manguito rotador

La **rotura tendinosa del manguito rotador** supone la interrupción parcial o total del tejido involucrado, y suele presentarse en la clínica junto con una situación de impingement subacromial. Esta situación puede resultar de una lesión traumática importante, o más comúnmente como resultado de la degeneración tendinosa relacionada con la edad, comenzando típicamente en la superficie inferior de la cara anterior del supraespinoso.

La rotura post traumática del manguito rotador fue la primera descrita por Smith (1834), y en 1924 Meyer publicó una teoría degenerativa y su etiología. Fue en 1983 cuando Neer enfatizó en la importancia del impingement como causa de los desgarros del manguito rotador. Las actividades repetitivas también han sido implicadas como una de las causas en la medicina del deporte.

La mayoría de las roturas degenerativas están originadas sobre la cara articular del supraespinoso, cerca de su inserción. Su patogénesis suele deberse al pobre aporte sanguíneo al tejido, siendo incapaz de repararse por sí mismo. En esta situación, se producirá la aparición de dolor si la degeneración del tejido se vuelve inflamatoria. Las roturas pequeñas con frecuencia se hacen más grandes, y no existe evidencia de que las roturas del espesor completo puedan cicatrizar. El dolor no va asociado al tamaño de la rotura, y la fuerza de los

músculos afectos se relaciona de forma inversa con el tamaño de la rotura. (Uhthoff y Loehr, 1997).

Los desgarros del manguito rotador son comunes en la población de adultos mayores con una incidencia registrada tan alta como el 50% en los mayores de 60 años de edad, aumentando al 80% en la edad de 80 años en los hombros dominantes (Milgrom et al, 1995). Estos resultados indican que las lesiones del manguito rotador son naturales y correlacionadas con la edad, y a menudo están presentes sin síntomas clínicos. Su tratamiento debe estar basado en los hallazgos clínicos, y no en los resultados imageneológicos.

La sintomatología aparecerá si el desgarro desequilibra el efecto depresor de la cabeza del húmero por parte del manguito rotador. Los desgarros completos han sido asociados con un acromion en forma de gancho o de tipo III (Bigliani y Morrison, 1986), disminución del espacio acromiohumeral y coracohumeral (Tasu et al, 2001), e hipo vascularización de la zona crítica del tendón supraespinoso.

La exploraciones a través de ultrasonidos o resonancia magnética pueden ser útiles. En un estudio en el que usaron los hallazgos en artroscopia u operación abierta como *gold standard*, la ultrasonografía y la resonancia magnética pudieron identificar correctamente de forma individual aproximadamente el 90% de las roturas totales del manguito rotador, 70% de las roturas parciales, y 80% de los tendones normales (Iannotti et al., 2005).

2.4. Fisiopatología de la columna torácica

Las afecciones más importantes del raquis que pueden afectar al funcionamiento biomecánico y neuromuscular del conjunto cintura escapular – columna torácica, serán las faltas de movilidad o rigideces, que en su mayoría serán debidas a las desalineaciones sagitales de la columna vertebral (Crawford y Jull, 1993).

La columna vertebral en el plano sagital muestra sus curvaturas fisiológicas con angulaciones que oscilan entre amplios márgenes de normalidad (Scoliosis Research Society, 2006). Por factores de diversa índole, las curvaturas del raquis pueden sufrir desalineaciones que, dependiendo del grado, van a modificar las condiciones de estabilidad y movilidad del raquis. Dichas desalineaciones podrán darse por incremento, disminución, abolición e incluso por inversión de las curvas fisiológicas (Serna et al., 1996). Al aumento de la curva torácica se le denomina hipercifosis; a la disminución o rectificación, hipocifosis o dorso plano, y a la inversión de las curvaturas se denomina lordosis torácica (Figura 8).

Clásicamente se admite que la normalidad de la curva torácica oscila entre 20° y 40°. Otros autores cifran el límite superior de la normalidad en los 35°. Los límites de normalidad citados en la bibliografía son muy variables, con una tendencia actual al aumento de los mismos, fundamentalmente por criterios estadísticos (posiblemente debido al aumento de la curva torácica por la adopción de posturas más asténicas desde la infancia y por una falta de atención hacia la postura correcta con respecto a hace unas pocas décadas), lo

que ha ocasionado que se propongan valores que oscilan entre 18° y 50°, con un valor medio de 35°. Sin embargo, la normalidad no sólo debe ser obtenida por criterios estadísticos, sino más bien en base a una justificación anatómico-fisiológica y evolutiva (posibles repercusiones sobre el raquis a medio o largo plazo) (Santonja y Martínez, 1992).

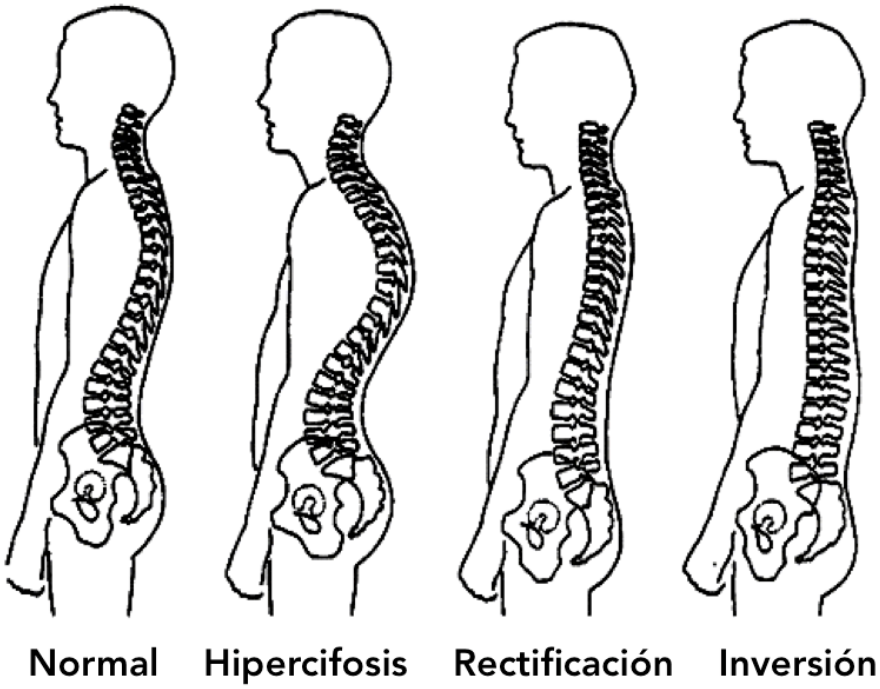

Figura 8. Diferentes disposiciones del raquis torácico en el plano sagital.
Tomado de Serna et al., (1996).

Estas desalineaciones del raquis en el plano sagital son importantes debido a su prevalencia (Ali et al., 2000; Andújar, 2010; Ferrer et al., 1996; Wenger y Frick, 1999), y cualquier alteración precisará realizar el conveniente diagnóstico que determine sus características (Mac-Thiong et al., 2004).

La mayoría de estas desalineaciones son de naturaleza postural, siendo conocidas como actitudes posturales, no estructuradas o funcionales, en las

cuales, no existe alteración estructural ósea y pueden ser corregidas espontáneamente por el individuo (Stagnara, 1987).

Las desalineaciones denominadas estructuradas o verdaderas, son de menor frecuencia de aparición y se caracterizan por la persistencia de la posición anómala que no permite la completa corrección activa ni pasiva, acompañada de deformación estructural de las vértebras y los discos intervertebrales fundamentalmente (Serna et al., 1996). No obstante, hay que tener en cuenta la evolución de las actitudes posturales, ya que pueden estructurarse, con dolor en la edad adulta, si no existen las medidas de prevención adecuadas (Bradford, 1977; Chopin y David, 1989; Lowe, 1990; Moe et al., 1982).

Diversas han sido las propuestas para clasificar las deformidades vertebrales según su origen, causa o tipología. En la zona dorsal, en función de sus características, destaca la actitud cifótica dorsal, la cifosis funcional, la cifosis idiopática, la cifosis de Scheüermann, y el dorso plano.

La actitud cifótica dorsal supone un incremento de la curva torácica y se caracteriza por la forma redonda de la espalda en actitud asténica o relajada. En este caso, no existe alteración morfológica estructurada.

La cifosis funcional dorsal se caracteriza por tener una cifosis torácica normal en bipedestación, pero con un notable incremento de la curvatura durante la flexión de tronco (Bado et al., 1964; Bado, 1977).

La cifosis idiopática es de aparición muy temprana con una acentuación de la cifosis torácica durante el estirón puberal y de carácter familiar. Según

Alier (1990) su incidencia dentro de las cifosis es de un 35%. Se genera una curva de naturaleza regular y no dolorosa con acuñamientos progresivos de las vértebras torácicas medias, pudiéndose alcanzar angulaciones (acuñamientos) de hasta 10° por vértebra, pero sin observarse signos de Distrofia de Scheüermann.

La cifosis de Scheüermann debe su nombre al autor que la descubrió en 1920 (Scheüermann, 1921). Es un tipo de cifosis que cursa en un 50% de los casos con dorsalgias. El diagnóstico de la misma se efectúa mediante estudio radiológico, al observar los defectos causados en los platillos vertebrales, presentando una cifosis característica. Consisten en un incremento de la cifosis torácica, irregularidades en los platillos marginales, acuñamientos vertebrales (>5°) que deben afectar al menos a tres vértebras contiguas en el ápex de la cifosis o cinco alternas (Sorensen, 1964), siendo este signo el más significativo; pinzamiento de los espacios discales, asociados o no a la presencia de hernias de Schmörl, que suele estar ausente en los estadios iniciales de la enfermedad, pero más tarde se van estrechando, sobre todo en la región central de la curva cifótica (Lowe y Line, 2007).

El dorso plano o rectificación dorsal supone la presencia de un raquis dorsal rectilíneo. La radiografía en sedestación con hiper flexión hace reaparecer la curva normal. La postura torácica posee una influencia considerable en la posición escapular y en su movilidad, y por lo tanto, en la movilidad glenohumeral (Culham y Peat, 1993; Solem-Bertoff et al., 1993).

Del mismo modo, debemos citar que en sujetos sanos, la inervación de la fascia toraco lumbar es adecuada, mientras que en personas con algias lumbares existe una inervación deficitaria (Miralles y Puig, 1998). Esto nos indica que será probable una afectación de la cadena cinética que conecta el miembro inferior, pelvis, tronco y miembro superior contralateral, de tal modo que podrá presentará un funcionamiento alterado.

2.5. Instrumentos de medida de la funcionalidad del hombro

2.5.1. Constant-Murley Score Test (CMST)

Es una evaluación clínica validada y ampliamente utilizada de la función del hombro que ha demostrado su utilidad y precisión en muchas afecciones del mencionado complejo articular. Este test clínico ha demostrado ser una medida precisa y sensible de la función del hombro, detectando cambios sutiles en su función (Constant y Murley, 1987; Van Den Ende et al., 1996). Sin lugar a dudas, es el cuestionario más útil para la valoración del hombro en nuestro medio, pudiendo ser administrado en aproximadamente 5-7 minutos (Dawson et al., 2001).

Incluye una evaluación subjetiva y una objetiva.

La evaluación subjetiva por parte del paciente incluye la valoración del dolor que presenta (15 puntos), y de la capacidad para realizar actividades cotidianas (trabajo 4 puntos, deporte 4 puntos, sueño 2 puntos, y posicionamiento de la mano en el espacio 10 puntos).

La evaluación objetiva incluye la valoración del rango de movimiento (elevación 10 puntos, abducción 10 puntos, rotación interna 10 puntos, y rotación externa 10 puntos) y de la fuerza – resistencia (puntuación basada en el número de libras que el paciente es capaz de resistir manteniendo una elevación del 90º en el plano escapular, con un máximo de 25 puntos) mediante la exploración física.

En la puntuación final se da más valor a la exploración (65%), que a la puntuación sintomatológica (35%) (Conboy et al., 1996).

La puntuación objetiva mide rango activo de movimiento del hombro mediante goniometría, rotación interna combinada (movimiento de mano-espalda), la rotación externa combinada (movimiento mano-nuca), y la fuerza del hombro en el plano de la escápula a 90º de elevación (si no se alcanzase esta amplitud necesaria, la puntuación en este apartado sería cero puntos).

Las puntuaciones totales van de 0 a 100, siendo que las puntuaciones más altas indican una mejor función del hombro. Aunque los hombros derecho e izquierdo, y dominante y no dominante no tienen puntuación significativamente diferente, la comparación con el otro lado debe evitarse, ya que existen demasiados pacientes en una población dada que tienen un problema con el hombro contralateral (Constant et al., 2008).

Puesto que son conocidos los efectos que la edad y el género ejercen sobre el desarrollo de la adecuada función, un CMST absoluto puede proporcionar menos información que uno que sea ajustado según la edad y el género. Por tanto, se propuso un CMST relativo basado en valores medios

obtenidos de población sana y clasificados según edad y género (Constant, 1986). El CMST relativo es expresado como un porcentaje de su valor de referencia en cuanto a edad y género, y su uso se recomendaba en el pasado, pero este método es problemático debido a los diferentes modelos de cohortes (Yian et al., 2005).

Algunos autores consideran negativo el hecho de que el resultado del test se vea afectado por la edad y el sexo pero, para otros, aporta la ventaja de que permite medir el efecto del envejecimiento natural sobre la función del hombro (Katolik et al., 2005; Nove-Josserand et al.,2005).

2.5.2. Spanish Shoulder Disability Questionnaire (S-SDQ)

El *Shoulder Disability Questionnaire* es un cuestionario de discapacidad relacionada con el dolor, designado para la autoadministración. Contiene 16 ítems que describen las situaciones comunes que pueden inducir síntomas en pacientes con trastornos de hombro. Todos los ítems se refieren a las últimas 24 horas. Las opciones de respuesta incluyen sí, no, o no aplicable. La categoría no aplicable debe ser usada cuando la situación evaluada no ha sucedido en la 24 horas precedentes. La puntuación final se calcula dividiendo el número de respuestas positivas entre el total de los ítems evaluados, y multiplicando esa cantidad por 100. El resultado será una puntuación entre 0 (ninguna discapacidad) y 100 (máxima discapacidad, todos los ítems evaluados han sido positivos). Su sensibilidad fue descrita para una población homogénea de pacientes con dolor de hombro, participantes de un ensayo clínico placebo

aleatorizado de Fisioterapia (van der Heijden,1996).

Se ha confirmado evidencia adicional sobre su validez, habilidad discriminativa de los ítems, consistencia interna, validez de contenido, validez de constructo (de Winter, et al., 2007) y sensibilidad (van der Windt, et al., 1998).

En este trabajo utilizaremos el S-SDQ, una escala funcional altamente consistente y que puede ser usada en contextos clínicos e investigadores con pacientes hispano-hablantes que experimenten dolor de hombro (Alvarez-Nemegyei et al., 2005).

2.5.3. Escala Visual Analógica (EVA)

La mejoría del dolor, tanto si sucede espontáneamente en el curso natural del desarrollo de la condición, o secundaria a la intervención terapéutica, es un dato de alto interés clínico, además de estar en concordancia con el grado de satisfacción del paciente con los resultados del tratamiento.

Un instrumento a menudo utilizado para evaluar el dolor es la EVA (Figura 9), ya que ha demostrado que dentro de los varios métodos existentes para la medición del mismo, ésta parecer ser la más sensitiva. No podremos decir que el dolor se ha aliviado a menos que lo podamos medir directamente, y la variación del mismo si la hubiera (Huskinsson, 1974).

Para ello, el paciente realiza una marca en una línea de 10 centímetros sin marcas intermedias, de acuerdo a su sintomatología dolorosa, obteniéndose de esta manera una puntuación que puede extenderse desde 0 centímetros (ningún dolor) hasta 10 centímetros (el peor dolor imaginable).

Figura 9. Escala analógica visual. Adaptado de Huskinsson, 1974.

2.5.4. Umbral del Dolor a la Presión (UDP)

La sensibilidad local, con o sin dolor referido, es la mayor manifestación de la mayoría, si no de todos los dolores músculo esqueléticos. Provocar el dolor producido o incrementado por la presión con la mano o el dedo es característico y comúnmente usado por pacientes y Fisioterapeutas. Libman (1934) fue probablemente el primero en presentar los resultados de sensibilidad al dolor producido por la presión con el pulgar sobre el proceso estiloideo.

Más tarde, se desarrolló la cuantificación graduada de la presión por algómetros comercialmente disponibles. El UDP es la presión mínima (fuerza) que induce dolor. El medidor de umbral de presión es un medidor de fuerza con un disco de goma de 1 cm^2 de superficie. El instrumento ha demostrado ser útil en la práctica clínica para la cuantificación de la sensibilidad muscular profunda. Los puntos gatillo, fibrositis, puntos miálgicos, la actividad de la artritis, así como la evaluación de la sensibilidad al dolor se pueden diagnosticar mediante esta herramienta (Imagen 5) (Fischer, 1987a; Fischer, 1987b).

La medición demora pocos minutos y es simple y reproducible. Varios estudios han informado sobre la fiabilidad, validez, y reproducibilidad algométrica en diferentes grupos de edad y sexo (Fischer, 1998; Park et al.,

2011; Lautenbacher et al., 2005). Neziri et al. (2010) observó que el sexo, edad, o la interacción de la edad con el sexo son las únicas variables que afectaron consistentemente a las mediciones de dolor. En particular, las mujeres son más sensitivas al dolor que los hombres, y la influencia del sexo disminuye conforme aumenta la edad.

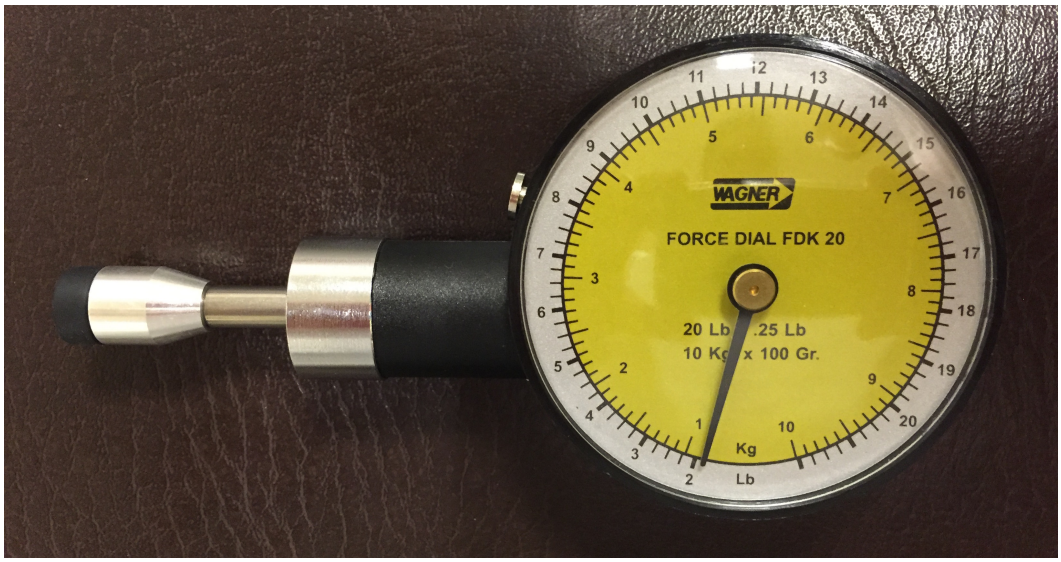

Imagen 5. Algómetro por presión, similar al utilizado por Fischer en 1987.

La especificidad y sensibilidad de la algometría por presión en la detección de puntos gatillos es también elevada. Igualmente, es útil en la evaluación de los resultados del tratamiento. Fischer (1998) propuso un nivel crítico de UDP de menor de 2Kg/cm^2 con respecto al punto de control normal en Síndrome de dolor miofascial; este nivel es considerado clínicamente relevante.

En un estudio que investigó las alteraciones de los patrones de UDP en pacientes con dolor crónico en la región del hombro y brazo mediante la

algometría por presión, concluyó que puede ser utilizada para propósitos diagnóstico y para la evaluación de los resultados del tratamiento (Vanderweeën et al., 1996).

2.5.5. Prueba del Rascado de Apley (PRA)

Este test de evaluación funcional trata de una prueba objetiva de movilidad activa, capaz de dar información suficiente de los principales movimientos funcionales del hombro, y poder ser aplicada con economía de tiempo.

En ella se le pide al paciente la realización de los movimientos de mano – hombro contrario (que involucran la flexión, adducción y rotación interna glenohumeral; y elevación, abducción y báscula externa escapulotorácica); mano – nuca (flexión, abducción y rotación externa glenohumeral; y elevación, abducción y rotación externa escapulotorácica); y mano – espalda (extensión, adducción y rotación interna glenohumeral; y descenso, adducción y báscula interna escapulotorácica). Tras la observación del movimiento del paciente por parte del evaluador, se asignará mayor puntuación cuanto mayor rango de movilidad se observe, de acuerdo a unos parámetros pre establecidos (Hoppenfeld, 1979) (Figura 10).

Dewhurst y Bampouras (2014) encontraron que la PRA es altamente fiable para evaluar la movilidad del hombro, sin necesidad de realizar un test previo de familiarización. De manera similar a las mediciones con goniómetro, para la PRA se determinó que para ser más preciso, un mismo evaluador debe

completar todas las mediciones. Sus resultados aseguraron que las puntuaciones obtenidas de un paciente mediante este test funcional son un fiel reflejo de su capacidad funcional, y más que de un error de medición.

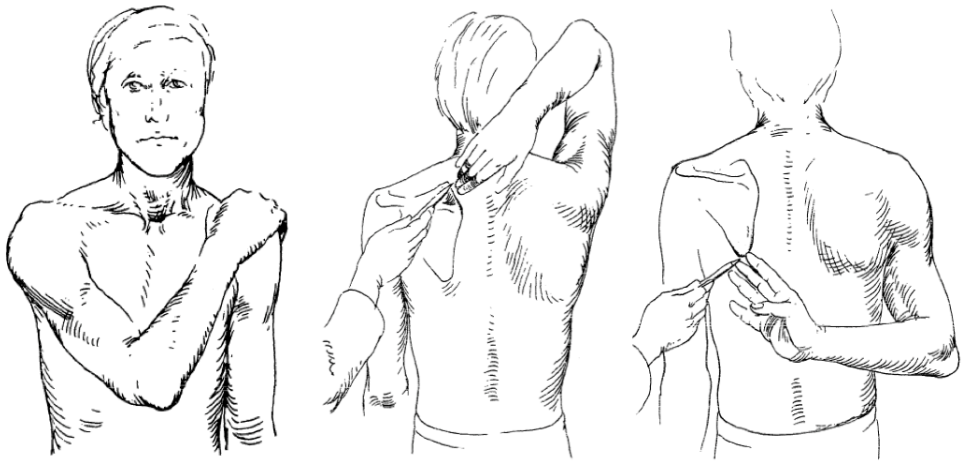

Figura 10. Prueba del Rascado de Apley. Tomado de Hoppenfeld, 1979.

2.5.6. Consumo de medicamentos (CM)

Aunque importante, la prescripción médica no es el único determinante de los efectos finales del fármaco. En la enorme mayoría de los casos los fármacos son utilizados por pacientes que deciden cuándo, cómo y cuánto fármaco tomar, así como los medicamentos que seleccionan de entre todos los ofrecidos por el médico, por diferentes profesionales sanitarios generalmente no coordinados entre sí, o por los amigos o vecinos.

Por lo tanto la percepción cultural que el usuario tiene de los medicamentos y en general de cualquier terapéutica, es un determinante crítico del efecto final del tratamiento. No es preciso insistir en que esta percepción cultural no depende tanto de los índices de cultura de un pueblo (porcentaje de

analfabetismo, de niños escolarizados, etc.), sino también, y sobre todo, de la manera cómo se planifica y orienta la salud, y de la participación de la comunidad en la selección de las estrategias de salud (Arnau y Laporte, 1993).

La cuantificación del consumo de medicamentos puede ser abordada desde distintos enfoques, que dependen fundamentalmente de las aplicaciones del análisis que se realiza. El consumo de medicamentos se puede expresar en términos de gasto o bien en número de unidades.

Estos parámetros son útiles para algunas aplicaciones, sobre todo administrativas y de política sanitaria. Sin embargo, para realizar una aproximación cuantitativa al consumo de un determinado fármaco o grupo terapéutico, a menudo interesa utilizar una unidad de medida que permita realizar comparaciones del consumo a lo largo del tiempo, sin influencias como los cambios de precio o las modificaciones del formato. La expresión del consumo de medicamentos en forma de unidades administradas proporciona una idea más aproximada de la intensidad absoluta y relativa de la farmacoterapia (Capellà y Laporte, 1993).

2.6. Métodos de tratamiento de la patología del hombro

Aunque que la gama de condiciones puede ser amplia, los enfoques de tratamiento adoptadas comparten muchos puntos en común. Excluyendo aquellos con patología de base, la mayoría de los trastornos músculo esqueléticos, tienen un conjunto común de objetivos de tratamiento, y por lo general son abordados con estrategias similares de intervención con la intención

de reducir la inflamación y el dolor, mantener la movilidad y aumentar gradualmente el rango de movimiento.

El tratamiento no quirúrgico (cuando no están indicado los procedimientos quirúrgicos) favorece la intervención temprana, y suele acompañarse de analgésicos (cuando sean necesarios para controlar el dolor), y medicamentos anti inflamatorios no esteroideos para reducir la inflamación, aunque en ocasiones se realizan inyecciones de esteroides. Las principales estrategias de tratamiento usadas son las de Fisioterapia, con el objetivo de restaurar la función y rango de movimiento normal (Green, et al., 2003; van der Heijden, 1999). Sin embargo, la investigación actual no es concluyente en cuanto a su eficacia en este sentido (Buchbinder et al., 2003; Diercks y Stevens, 2004; Green et al., 2000). Los ejercicios terapéuticos para promover el rango de movimiento en la articulación afectada sí han demostrado mejorar la función física (Green et al., 2003).

La Fisioterapia ha empleado tradicionalmente tratamientos que implican la manipulación física de los tejidos y estructuras, junto con ejercicios de rehabilitación que se administran de forma pasiva por el Fisioterapeuta al principio, y luego realizados activamente por el paciente. Esto es continuado con ejercicios activos prescritos que el paciente se tiene que auto administrar sin retroalimentación directa, como programa domiciliario de ejercicios. La adherencia del paciente o el cumplimiento de las estrategias de tratamiento, en general suele ser notoriamente deficiente o ineficaz (Hardage et al., 2007; van Dülmen et al., 2007) y hasta ahora no es evidente una solución a este problema.

2.6.1. Tratamiento de la discinesia escapular

La terapia de la discinesia escapular requiere de un sustrato anatómico óptimo. Se necesita evaluar la presencia de factores locales, como el desprendimiento muscular escapular o las lesiones nerviosas, que requieren de una resolución previa antes del inicio del tratamiento dirigido propiamente a la discinesia. Del mismo modo, puede ser necesaria la reparación quirúrgica en la terapia inicial de procesos como la separación acromioclavicular, la fractura de clavícula, las lesiones del cartílago articular, las lesiones del manguito rotador y la inestabilidad glenohumeral.

Debe estar dirigido al manejo de las causas subyacentes y al restablecimiento de los patrones de activación normales de la musculatura escapular mediante técnicas de reeducación basadas en las cadenas cinéticas. Los programas de rehabilitación para restaurar la posición y movimiento escapulares pueden ser efectivos dentro de un programa de rehabilitación de hombro más completo.

La mayor parte de los procesos de discinesia escapular se atribuyen a debilidad muscular, inhibición o falta de flexibilidad, por lo que se resuelven mediante la aplicación de Fisioterapia con técnicas proximales y distales. El objetivo del tratamiento inicial es determinar la posición para un funcionamiento óptimo de la clavícula, en términos del movimiento bascular posterior, la rotación externa y la elevación superior. El régimen de rehabilitación integral incluye la utilización, durante el tratamiento, de los músculos de las extremidades inferiores y el tronco. Asimismo, los trabajos de estabilización

escapular comprenden la reeducación del serrato anterior y la porción inferior del trapecio. Todos los ejercicios pueden implementarse no sólo como una modalidad de corrección preoperatoria de ciertas deficiencias sino también como preparación para la rehabilitación post quirúrgica.

Se recomiendan técnicas de flexibilización de la cápsula posterior glenohumeral, y de estiramiento del pectoral menor (Burkhart et al., 2003).

Como ejercicios funcionales para favorecer un equilibrio a la actividad de la musculatura escapular se recomienda, en posición antigravitatoria, realizar flexión de hombro con resistencia a la abducción horizontal simultánea, y flexión de hombro con resistencia a la adducción horizontal simultánea. De este modo se induce el equilibrio en los ratios de los músculos trapecio superior/trapecio inferior y trapecio superior/serrato anterior, respectivamente (Ishigaki et al., 2014).

2.6.2. Tratamiento de la inestabilidad glenohumeral

Tratamiento de la inestabilidad glenohumeral multidireccional

Los factores que contribuyen al éxito del tratamiento incluyen la consideración de los tejidos blandos, atendiendo al equilibrio y buen control neuromuscular, así como a la apropiada distensibilidad de los mismos; el establecimiento de un ritmo gradual en la progresión de la recuperación; la buena adhesión terapéutica por parte del paciente, involucrándose en su propio proceso de tratamiento de una manera activa.

El tratamiento no quirúrgico suele consistir en el fortalecimiento de los músculos rotadores de hombro y estabilizadores de escápula con un protocolo de 6 semanas de duración. Se pueden corregir las deficiencias de fuerza y flexibilidad con ejercicios con bandas elásticas o mancuernas para fortalecer los músculos estabilizadores de escápula y rotadores en posición neutra y abducción. Se deben trabajar los músculos estabilizadores estáticos, con el fin de mejorar la función de los dinámicos, con protección del arco de movimiento, para no favorecer la inestabilidad. Tras esto, se podrá comenzar con el programa de actividades adaptadas al gesto deportivo o actividad laboral, con trabajo de resistencia y mantenimiento. El programa se debe adaptar de forma personalizada a cada paciente en particular, en relación a la presencia de dolor, dirección de la inestabilidad o deficiencias halladas.

En un estudio realizado por Burkhead y Rockwood, (1992), sólo el 16% de las subluxaciones traumáticas tuvieron buenos o excelentes resultados con un tratamiento que constaba únicamente de un programa de ejercicios, comparado con el 80% de éxito en las subluxaciones no traumáticas. Por esta razón, cada paciente que tiene inestabilidad del hombro debe ser cuidadosamente examinado si esperamos que el tratamiento conservador sea exitoso. Debemos esforzarnos en identificar la etiología de la inestabilidad mediante una minuciosa anamnesis, evaluación física, y evaluación radiológica.

Si se opta por el tratamiento quirúrgico, se recomienda realizar artroscopia y cirugía a cielo abierto consistente en plicatura capsular inferior (Cordasco et al., 1993).

Tratamiento de la inestabilidad glenohumeral sutil

Existen varios principios generales que deben incorporarse en el desarrollo de programas de prevención y tratamiento de lesiones para pacientes con inestabilidad glenohumeral sutil. Hay un considerable solapamiento entre los programas de prevención y tratamiento de lesiones, ya que ambos están basados en principios similares.

Principalmente, debe mantenerse el rango de movimiento, prestando especial atención a la presencia de GIRD, lo que favorecería la perpetuación de la clínica o su recidiva precoz. Es importante diferenciar entre una alteración normal en la rotación interna glenohumeral y una pérdida patológica en la amplitud de la rotación interna. Como norma general, si la movilidad total es igual bilateralmente, los autores Reinold y Curtis (2013) no recomiendan aplicar técnicas de estiramiento del hombro para aumentar su rotación interna, independientemente de la cantidad de diferencia entre un lado y otro en rotación interna. Creen que incrementado la rotación interna se incrementará consecuentemente la movilidad total a una cantidad mayor que en el miembro superior no dominante, y potencialmente comprometer la estabilidad del hombro.

El fortalecimiento de toda la extremidad superior, incluyendo hombro, escápula, codo y muñeca es esencial. Se diseñará un programa de ejercicios apropiado para las necesidades del paciente basado en la investigación disponible en cuanto a fortalecimiento de cada uno de los músculos relacionados. Se debe enfatizar en los rotadores externos, retractores

escapulares, y trapecio inferior, según estudios electromiográficos realizados sobre el movimiento de lanzamiento (Reinold et al., 2009).

Una estabilización dinámica y control neuromuscular eficientes del complejo articular del hombro son necesarias para evitar lesiones. Esto incluye control neuromuscular, es decir, adecuadas salidas eferentes (motoras) como respuestas a la estimulación aferente (sensorial). Es uno de los componentes que más suele pasarse por alto, siendo extremadamente importante en los programas de prevención y tratamiento de esta lesión. Debe incluir el control neuromuscular no sólo de la articulación glenohumeral, sino también de la escapulotorácica, ya que la escápula proporciona una base de soporte para las inserciones musculares y posiciona dinámicamente la articulación glenohumeral durante el movimiento de la extremidad superior. Por lo tanto, el fortalecimiento y estabilidad escapular son esenciales para la correcta función de la articulación glenohumeral.

Esta estabilización deberá integrarse local y globalmente, de manera que incluya también toda la cadena cinética involucrada. Así pues, la articulación glenohumeral es dependiente de la estabilidad escapulotorácica, que está influenciada en gran medida por el tórax, el cual se ve afectado por la región lumbopélvica, y así hasta completar la cadena cinética. En entrenamiento del *core* para mejorar su estabilidad, y del cuerpo inferior, son utilizados para mejorar la transferencia cinética de energía, desde una estabilidad proximal hacia una movilidad distal (Reinold y Curtis, 2013).

El tratamiento quirúrgico será preferiblemente la última opción, y sólo cuando no se alcance el éxito esperado con el tratamiento conservador, esto es, una falta de progreso positivo durante 3 meses, o la incapacidad para volver a jugar durante 6 meses (en caso de deportistas). Otros factores incluyen hallazgos imageneológicos susceptibles de cirugía, o urgencia en la curación (Wilk et al., 2002).

Tratamiento de la lesión de Bankart

Tras la reducción de una luxación aguda, se recomienda la inmovilización en cabestrillo. La duración de la inmovilización es controvertida, pero se recomienda entre 3 y 6 semanas (Pollock y Bigliani, 1993).

Se puede recomendar la inmovilización en abducción y rotación externa para mejorar la cicatrización. Sin embargo, muchos pacientes no toleran esta posición, por lo que más a menudo se inmoviliza el hombro en aducción y rotación interna.

Para el tratamiento de las lesiones agudas, tras el periodo de inmovilización inicial se comienza con ejercicios de rotación y de fortalecimiento escapular. El programa avanza con un entrenamiento de resistencia progresivo hasta la normalización de la fuerza y de la movilidad.

Se permite el retorno a la actividad deportiva cuando el paciente presenta una completa amplitud de movimiento y sin dolor, una fuerza normal y una aprehensión mínima o ausente (Pollock y Bigliani, 1993).

Para la inestabilidad crónica recurrente, el fortalecimiento se centra en el manguito de los rotadores y en los estabilizadores de la escapula, así como en la musculatura del abdomen y del tronco. Se comienzan los ejercicios del manguito contra resistencia con el brazo en posición neutra por debajo de 90°, y se progresa gradualmente. Es de especial importancia el fortalecimiento de los estabilizadores de la escápula.

La tasa de reluxación después del tratamiento conservador depende de la edad y del nivel de actividad del paciente. En los jóvenes que realizan actividades de alto riesgo (por ejemplo, reclutas), la tasa de reluxación puede alcanzar el 92% (Wheeler et al., 1989).

En un metaanálisis que comparó los tratamientos quirúrgico y conservador en pacientes con un primer episodio de luxación, el 50 % de los tratados inicialmente de forma conservadora acabaron optando por el tratamiento quirúrgico (Owens et al., 2009).

Las técnicas de reconstrucción anatómica que con más frecuencia se emplean son la reparación de Bankart y la técnica de deslizamiento capsular inferior.

Estos procedimientos tienen como objetivo reconstruir el rodete anterior mediante suturas, grapas o tacos (Gill et al., 1997; Rowe et al., 1978). Estas técnicas anatómicas han logrado excelentes resultados, con tasas de recurrencia mínimas (inferiores al 5 %), por lo que son de elección en el tratamiento quirúrgico de la lesión de Bankart.

Tratamiento de la lesión de Hill-Sachs

El tratamiento de la lesión de Hill-Sachs está indicado por los hallazgos objetivos y subjetivos de la inestabilidad de hombro, y de las imágenes radiológicas. El abordaje conservador, en el que se hará hincapié en la Fisioterapia, es aceptado en los casos con pequeños defectos óseos, y en las lesiones no tan atractivas pero en las cuales la articulación glenohumeral se mantiene estable durante la realización de las actividades en la vida cotidiana.

El tratamiento indicado, cuando hay grandes defectos óseos, es la cirugía abierta con reconstrucción de dicho defecto (Hart et al., 2010). En otras ocasiones, puede optarse por la artroscopia.

El tratamiento de Fisioterapia tras la cirugía adquiere un papel muy importante para ayudar al paciente a restablecer una correcta función, recuperar el rango fisiológico de movimientos y evitar las compensaciones creadas para la ejecución del movimiento durante la etapa de dolor.

En términos generales, deberá incluir la protección de la reparación quirúrgica, estiramientos y movilizaciones de las estructuras rígidas o acortadas, fortalecimiento del manguito rotador, y fortalecimiento y reentrenamiento neuromuscular de la musculatura escapular. Se considerará igualmente, la reeducación de la cadena cinética involucrada. La progresión en el tratamiento de una fase a la siguiente estará basada en la consecución del nivel apropiado de recuperación de los tejidos blandos, y de los criterios de desempeño físico.

Durante las primeras 3 semanas post cirugía, el programa de Fisioterapia se diseñará con el objetivo de disminuir el dolor, minimizar la inflamación y

normalizar el movimiento escapulotorácico. A partir de las 3 semanas, el tejido cicatricial se hace progresivamente más fuerte y responde mejor al remodelamiento, por lo que se puede comenzar a aplicar un estrés gradual a las zonas de reparación quirúrgica, y el rango de movimiento glenohumeral puede ir mejorando (Blackburn et al., 2000).

Tratamiento de la lesión de SLAP

El tratamiento con Fisioterapia de la lesión de SLAP es a menudo infructuoso, particularmente cuando hay un componente de inestabilidad de la articulación glenohumeral o cuanto está presente un desgarro del manguito rotador concomitante. Puede haber, sin embargo, un pequeño grupo de pacientes, particularmente aquellos con lesiones de SLAP tipo I, que son susceptibles de tratamiento conservador.

El objetivo del programa no quirúrgico es reducir el dolor, mejorar la movilidad y restablecer la fuerza en pacientes que no desean el procedimiento quirúrgico. La fase inicial consiste en el cese de las actividades de lanzamiento, y la utilización de medios antiinflamatorias para reducir la inflamación y el dolor. Una vez que el dolor ha disminuido, la Fisioterapia se centra en el restablecimiento de la movilidad normal del hombro. El fortalecimiento de la musculatura de la cintura escapular es crucial para restaurar la movilidad escapulotorácica normal, con atención a la corrección de un posible GIRD. A medida que la situación mejora, se dirige al paciente a la fase de fortalecimiento

incluyendo el tronco, el *core*, para finalmente llegar a la reeducación del gesto deportivo o funcional específico.

Aún así, el abordaje quirúrgico será el recomendado si la Fisioterapia no consiguiera el éxito esperado. Otras situaciones incluirán pacientes con lesión de SLAP con rotura significativa del manguito rotador (mayor al 50%), y pacientes con grandes desgarros del labrum que presentan severos síntomas mecánicos (Dodson y Altchek, 2009).

2.6.3. Tratamiento del impingement de hombro

Un procedimiento óptimo en el tratamiento con Fisioterapia no ha sido todavía definido, y sus resultados dependerán de la presentación clínica del paciente. Siempre debe abordarse primero con tratamiento no quirúrgico, dirigido a aumentar el rango de movimiento y mejorar la función escapular. Cuando se decide realizar intervención quirúrgica, es importante centrarse en la micro inestabilidad con el fin de que se consigan buenos resultados y prevenir la recidiva (Drakos et al., 2009).

Los objetivos de la Fisioterapia para pacientes con pinzamiento compresivo son restaurar la función normal del hombro mediante el abordaje de la causa de la disfunción, o hacer frente a las situaciones que puedan estar afectando el espacio subacromial. El tipo o el tamaño del acromion no pueden ser modificados con la intervención fisioterapéutica.

Inicialmente, la intervención está dirigida a disminuir el dolor y la inflamación de los tejidos subacromiales. Esto se puede lograr a través de

reposo; evitar los factores agravantes (levantamientos, actividades que involucran movimientos sobre la cabeza, cruzando el cuerpo, detrás de la espalda, y en abducción horizontal más allá de la posición neutra); hielo; movilización pasiva suave en el rango de movimiento, activa asistida y activa; e isométricos submáximos (Philadelphia Panel Evidence-Based, 2001). Existe poca evidencia que indique que el uso del ultrasonido terapéutico activo es más efectivo que el ultrasonido placebo para el tratamiento de personas con dolor, una serie de lesiones músculo esqueléticas, o para promover la sanación de tejidos blandos (Robertson y Baker, 2001).

Después de la fase inflamatoria aguda inicial, las intervenciones están dirigidas a restaurar rango normal de movimiento y la fuerza de las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica, junto con la integración de la funcionalidad que incluya la atención al tronco, pelvis y extremidad inferior. Deberá prestarse especial atención al fortalecimiento de la musculatura depresora de la cabeza humeral, sin incidir tanto en el deltoides y supraespinoso. La fase final incluirá el entrenamiento de los motores primarios humerales en posiciones que eviten mayor estrés en los tendones lesionados previamente.

En una reciente revisión sistemática y metaanálisis que investigó la evidencia sobre la efectividad de la cirugía del impingement de hombro comparado con el tratamiento no quierúrgico, se llegó a la conclusión de que existe una evidencia moderada que muestra que el tratamiento quirúrgico no es

más efectivo que un programa de ejercicios activos en la reducción de la intensidad del dolor causado por esta patología (Saltychev et al., 2015).

2.6.4. Tratamiento de la rotura tendinosa del manguito rotador

Con el propósito de eliminar el dolor, la Fisioterapia prescrita sería la aplicación de termoterapia, estiramientos, movilizaciones pasivas y activos en el rango de movimiento, y ejercicios de fortalecimiento muscular. La evaluación de cualquier movimiento anormal escapular también es importante. Si hay cualquier discinesia de la movilidad escapular, necesita ser corregida con Fisioterapia.

El éxito del tratamiento no quirúrgico oscila entre el 33% (Wolfgang, 1974) y el 82% (Itoi & Tabata, 1992). El tratamiento fuera de la cirugía puede permitirse resultados satisfactorios cuando se aplica a los pacientes con la fuerza y la movilidad bien preservadas.

Una revisión sistemática ha mostrado que el ejercicio tiene efectos estadística y clínicamente significativos en la reducción del dolor y la mejora de la función, pero no en el rango de movimiento o la fuerza (Kuhn, 2009).

Si sabemos quien va a responder bien al tratamiento conservador y quien no antes de iniciar el tratamiento, sería beneficioso tanto para los Fisioterapeutas como para los pacientes, ya que no tendríamos que dedicar tiempo a aquellos que no fueran a responder exitosamente. Asimismo, la clínica actual puede desaparecer después de un tratamiento conservador, pero podría volver a recurrir en el futuro. Si los síntomas desaparecen después del tratamiento inicial, pero vuelven de forma repetida, el paciente no estará

satisfecho. Si supiéramos quienes tendrán una alta probabilidad de recurrencia, podríamos aconsejarles cirugía desde un principio.

Los siguientes parámetros podrían considerarse predictores del éxito del tratamiento conservador para las roturas totales del manguito rotador, de tal modo que indicarían tener mayor probabilidad de ser susceptibles de tratamiento con cirugía: signo del impingemet positivo; ángulo de rotación externa activa disminuido; no integridad del tendón del supraespinoso en resonancia magnética; presencia de atrofia muscular del supraespinoso en resonancia magnética. Este modo, utilizando estos cuatro factores, parece ser útil para separar a los pacientes que responderán bien al tratamiento conservador de los que no, antes de iniciarlo (Ito, 2013).

En aquellos casos en los que los resultados obtenidos con el tratamiento conservador no sean los esperados, o en los propuestos inicialmente para tratamiento quirúrgico, parece que la reparación de la rotura del manguito rotador es una operación altamente satisfactoria con beneficios a largo plazo para el paciente. Para mejorar los resultados, y particularmente para intensificar la movilidad activa y la fuerza post operatorias, se deben desarrollar mejores métodos para la reparación de grandes desgarros tendinosos (Cofield et al., 2001).

3. Justificación, hipótesis y objetivos

3.1. Justificación

Los problemas de hombro pueden afectar significativamente la capacidad del paciente para trabajar y realizar otras tareas, tales como conducir, vestirse, peinarse, e incluso comer y realizar las actividades de higiene diaria. El dolor de hombro es un síntoma clínico frecuente y una causa notable de discapacidad laboral y costes en cuidados sanitarios (Silverstein et al., 2002). En la población general, la prevalencia del dolor de hombro durante los 30 días precedentes oscila entre el 18% y el 31% (Luime et al, 2004).

El manguito de los rotadores proporciona estabilización de la articulación glenohumeral, y contribuye a la movilidad y la fuerza del hombro. La afectación del manguito rotador es la causa más común de dolor de hombro que aparece en la práctica clínica. La prevalencia de la enfermedad del manguito rotador aumenta con la edad, la obesidad, la diabetes y las enfermedades crónicas que afectan a la fuerza del hombro, como un derrame cerebral (Rechardt et al., 2010).

El dolor de hombro además puede ser el reflejo de desórdenes de la articulación del hombro, tales como capsulitis adhesiva, sinovitis, o inestabilidad glenohumeral (Burbank et al., 2008), así como, particularmente en el envejecimiento, osteoartritis acromioclavicular y glenohumeral.

De aquellos pacientes que eligen visitar a su médico de atención primaria durante su primer episodio de dolor de hombro, sólo el 50% muestra una recuperación completa seis meses más tarde. Y tras un año de seguimiento,

la recuperación se incrementa únicamente en un 10% (Van der Windt et al., 1996).

El tratamiento no quirúrgico mediante modalidades de Fisioterapia es, por lo tanto, a menudo recomendado como la primera opción de abordaje (Green et al., 2003). De hecho, hasta un tercio de los pacientes referidos a servicios de Fisioterapia en atención primaria, presentan dolor de hombro (May, 2003).

La remisión a un Fisioterapeuta puede ser importante para ayudar a mejorar la mecánica y la resistencia del paciente. El uso temprano de los estudios de imagen y la referencias a otros especialistas médicos está siendo sobreutilizado en el estadío de atención primaria, y debería limitarse a indicaciones específicas (Buchbinder et al., 2013).

En una revisión sistemática (Yu et al., 2015) concluyeron que la mayoría de modalidades físicas pasivas no benefician a los pacientes con impingement subacromial. En cambio, el tratamiento utilizando técnicas de manipulación y movilización torácica ha demostrado resultar en mejoras en el dolor, rango de movimiento y discapacidad en pacientes con problemas del cuadrante superior (McDevitt et al., 2015). En concreto, la técnica de movilización torácica analítica ha demostrado mejorar la situación de hombro doloroso (Tate et al, 2010), evitando cualquier posible efecto adverso derivado del uso de técnicas manipulativas de alta velocidad y baja amplitud (Lopez-Gonzalez y Peris-Velda, 2011).

El McConnell Taping es una técnica de vendaje sobre la que existen numerosos artículos de investigación realizados, sobre todo en su aplicación para el dolor anterior de rodilla, no siendo de este modo para al hombro. Un estudio investigó su efectividad sobre la cinemática del hombro durante la actividad rápida y dinámica de lanzamiento, concluyendo que tenía un efecto diferencial sobre las rotaciones, minimizando el estiramiento de las estructuras anteriores del hombro y mejorando su estabilidad (McConnell et al., 2011). El vendaje del hombro puede controlar la traslación de la cabeza humeral cambiando el eje rotacional y por tanto la posición de partida de la articulación. Además podría mejorar el *input* a los músculos estabilizadores alrededor del hombro y minimizar la fatiga muscular y el riesgo de lesión.

El Kinesio Taping® es una técnica de vendaje neuromuscular de gran desarrollo en el campo de la Fisioterapia en los últimos años, y sobre la que todavía no existen demasiada investigación al respecto. Algunos de sus estudios muestran que, si bien está obteniendo resultados positivos, deben realizarse estudios científicos relevantes para contrastar su efectividad y basar su aplicación en la evidencia. Se ha investigado sobre hombro doloroso, sobre latigazo cervical, sobre actividad eléctrica muscular y sobre reducción de edemas. En la metodología de numerosos de estos estudios, se aprecia la falta de rigor en cuanto a la aplicación del método científico. En otros muchos en los que se concluye la no aportación terapéutica de este método, tras un análisis pormenorizado del método utilizado, se observa una posible falta de preparación de los intervinientes en su correcta aplicación, o la utilización de

material inadecuado. En los últimos años el Kinesio Taping® se nos presenta en cualquier centro sanitario como una técnica más de elección en el tratamiento de las patologías traumatológicas, deportivas, ortopédicas, neurológicas o circulatorias. En un estudio que comparó este tipo de vendaje con otras modalidades de Fisioterapia para el tratamiento del impingement de hombro, concluyó que el Kinesio Taping® puede ser una alternativa de tratamiento en esta patología, especialmente cuando se necesita aportar un alivio inmediato del dolor a corto plazo (Kaya et al., 2011).

Por todo ello se hace necesario llevar a cabo una investigación cuantitativa y cualitativamente mayor de la realizada hasta ahora con estas técnicas de vendaje. Frente a este interés por investigar sobre la efectividad del McConnell Taping y su comparación con el vendaje Kinesio Taping® se ha escogido realizar el estudio sobre el hombro debido a que ha sido tradicionalmente una localización anatómica muy utilizada y muy referenciada en los trabajos de investigación. Esta comparación de dos técnicas de vendaje ya se ha realizado en otras presentaciones clínicas, como lo es el dolor anterior de rodilla (Campolo et al, 2013). Resulta de interés analizar si la utilización de uno u otro tipo de vendaje puede influenciar sobre los efectos, o por el contrario se obtendrían los mismos resultados, lo cual supondría poder utilizar indistintamente uno u otro vendaje en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso.

Según nuestro conocimiento, no se ha llevado a cabo ningún estudio que incluya en la intervención la técnica de terapia manual de movilización

torácica analítica y el vendaje, para el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso.

Por tanto, la justificación del presente trabajo reside básicamente en la necesidad de determinar la efectividad que poseen el McConnell Taping y el Kinesio Taping®, dentro de un programa de tratamiento de terapia manual que incluya movilización torácica analítica y un programa domiciliario de ejercicios; y la comparación entre ambos.

Por otro lado, se hace presente la necesidad de un instrumento de medida adaptado a la población española que permita detectar cambios en la función del hombro. El CMST ha demostrado detectar cambios sutiles en esta función (Constant y Murley, 1987; Van Den Ende et al., 1996), y cierto grado de validez, fiabilidad y sensibilidad (Roy et al., 2010). En este trabajo se plantea también la adaptación a la población española de este instrumento.

3.2. Hipótesis

El CMST adaptado al español resultará un instrumento válido y fiable para medir la funcionalidad del hombro, en pacientes que presenten patología del mismo.

El tratamiento de terapia manual que incluye movilización torácica analítica combinada con vendaje McConnell Taping o Kinesio Taping®, junto a un programa domiciliario de ejercicios mejora el Síndrome de hombro doloroso.

3.3. Objetivos

Generales

- Adaptar al idioma español el instrumento de medida CMST, valorando la validez y fiabilidad del instrumento resultante.

- Determinar la eficacia diferencial del tratamiento de terapia manual que incluya movilización torácica analítica, combinada con McConnell Taping o Kinesio Taping®, junto a un programa domiciliario de ejercicios en pacientes diagnosticados de Síndrome de hombro doloroso.

Específicos

- Valorar la validez y la fiabilidad de la adaptación española del CMST.

- Determinar los baremos para la interpretación de las puntuaciones de la versión española del instrumento CMST.

- Comparar la eficacia de la terapia manual que incluya movilización torácica analítica junto con cada una de las distintas técnicas de vendaje funcional (McConnell Taping o Kinesio Taping®), y un programa domiciliario de ejercicios, para mejorar el rango de movimiento articular del hombro y la funcionalidad, y reducir la sintomatología dolorosa y la toma de medicamentos, en pacientes con Síndrome de hombro doloroso.

- Comprobar si los cambios observados tras el tratamiento se mantienen después de 3 meses.

4. Metodología

El presente trabajo se desarrolló en dos fases:

- Una primera fase que constó de la adaptación transcultural del CMST para la población española.

- Una segunda fase en la que se realizó un ensayo clínico aleatorizado doble ciego para evaluar la eficacia de la terapia manual que incluye movilización torácica analítica, junto con cada una de las distintas técnicas de vendaje funcional (McConnell Taping o Kinesio Taping®) y un programa domiciliario de ejercicios, para el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso.

El estudio se ha realizado respetando las Normas de Buena Práctica Clínica, la Declaración de Helsinki actualizada (Seul 2008), la Ley Orgánica 15/99 de Protección de Datos Personales, y la Ley de Investigación en Biomédica de 2007.

4.1. Adaptación transcultural del CMST para la población española

El objetivo de esta parte del estudio es adaptar el instrumento original CMST para la población hispano hablante, y evaluar sus propiedades psicométricas. La implementación clínica e investigadora del CMST en esta población requiere un proceso sistemático de adaptación cultural y validación. Una traducción simple del cuestionario no asegura su validez en otro idioma o cultura (Maher et al., 2007). El idioma español es el segundo más hablado en el

mundo (Lewis et al., 2015), y el creciente número de publicaciones sobre los problemas de hombro justifica la necesidad de la versión adaptada del CMST.

Otros instrumentos para la evaluación de las condiciones músculo esqueléticas ya han sido adaptadas al Español (Alvarez-Nemegyei et al., 2005; Kovacs et al., 2002), por lo que es interesante proporcionar tanto a los clínicos como a los investigadores otra herramienta imparcial para poder comunicar los resultados de su trabajo.

4.1.1. Reseña del instrumento CMST

El CMST (Constant y Murley, 1987) es una escala genérica, simple de utilizar y de interpretar y, según sus autores, se puede aplicar con independencia del diagnóstico o condición patológica del hombro.

Una flexión de hombro de 110° y una resistencia en el plano escapular de 1 Kg sería un resultado pésimo para el brazo dominante de un individuo joven de 20 años, pero esos mismos hallazgos son muy aceptables para el brazo no dominante de una ama de casa de 84 años de edad. La determinación de los valores normales de acuerdo a la edad y el sexo es claramente importante, pero sin duda será difícil, ya que existen diferencias notables entre poblaciones geográficamente separadas. En estos casos, sería aceptable que los propios centros de estudio del hombro sean quienes establezcan sus propios valores de referencia. Esto permitiría una interpretación mucho más significativa de los resultados en situaciones como la reparación del manguito rotador (Gerber, 1992).

El CMST es el primer instrumento en ser usado para estudiar los efectos de la edad sobre la función del hombro. Constant (1986) estudió 900 individuos sanos y estableció los valores normales para diferentes grupos de edad y género (Tabla 2).

	Hombres		Mujeres	
Edad (Años)	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo
21 - 30	97	99	98	96
31 - 40	97	90	90	91
41 - 50	86	96	85	78
51 - 60	94	87	75	71
61 - 70	83	83	70	68
71 - 80	76	73	71	64
81 - 90	70	61	65	64
91 - 100	60	54	58	50

Tabla 2. Valores normales del CMST para diferentes grupos de edades y sexo. Adaptado de Constant et al., 2008.

Durante el proceso de su desarrollo se aplicó a 100 hombros anómalos, por tres observadores diferentes. En el momento de elaboración del test, la comprobación de su precisión respecto a otros métodos de evaluación del hombro no fue factible, debido a que en ese momento no existían métodos comparables disponibles. Con el fin de superar ese problema, se realizó una selección al azar de 100 pacientes, a quienes se les realizó una comparación de las puntuaciones obtenidas entre su hombro afectado y su otro hombro asintomático, excluyendo aquellos pacientes con problemas de hombro bilateral, o en espera de acuerdos judiciales. El análisis de los resultados obtenidos sugirió que este método es preciso en la evaluación del conjunto de

las funciones del hombro en la mayoría de los pacientes (Constant y Murley, 1987).

Indicaciones del CMST

Su uso está indicado en aquellos casos que nos interese una evaluación del conjunto de las funciones del hombro, así como de los parámetros individuales usados en el test, o bien, realizar una evaluación del progreso comparable de esos parámetros después de una lesión, afección o tratamiento. Se considera útil y seguro en el seguimiento del proceso de pacientes después de cirugía, tratamiento conservador, y lesiones (Constant y Murley, 1987).

Propiedades psicométricas del CMST

Este test fue originalmente desarrollado como parte de una tesis de master en 1986 y posteriormente publicado (Constant y Murley, 1987). En esta publicación de los autores en la que se describe el instrumento, no se incluye la metodología de cómo se desarrolló y más específicamente, el raciocinio para la selección de cada ítem, ni el peso relativo de cada uno.

Se desconoce por qué los autores de este instrumento asignaron diferentes importancias a los ítems (dolor 15%, función 20%, rango de movimiento 40%, fuerza 25%).

El test fue revisado por los miembros de la European Society for Surgery of the Shoulder and the Elbow, y el Journal of Shoulder and Elbow Surgery, recomendando su uso en la investigación de la patología de hombro (Constant

et al., 2008; Wright y Baumgarten, 2010). Tiene una alta aceptación entre los pacientes porque los ítems tienen gran relevancia, y entre los evaluadores debido a su alta relevancia clínica.

La presencia de efectos suelo y techo pueden influenciar la fiabilidad, validez y sensibilidad de un instrumento. Christie et al. (2009) encontró que el ítem de resistencia tenía un efecto suelo considerable, coincidiendo con los hallazgos de Othman et al. (2004).

A pesar de la amplia difusión del CMST, existen importantes discrepancias respecto a su fiabilidad. Los autores del test comunican que el error interobservador es del 3% (rango de 0 a 8%) (Constant y Murley, 1987; Constant, 1991), mientras que Conboy et al. (1996) concluyen que el error interobservador puede ser de hasta 17,7 puntos y el error intraobservador puede alcanzar los 16 puntos. Otros estudios muestran una fiabilidad interna con un α de Cronbach = 0.37, y una consistencia con un α de Cronbach = 0.60 (Oh et al., 2009; Razmjou et al., 2008). Referente a la fiabilidad test-retest, presenta un coeficiente de correlación interclase de 0.80 - 0.96 (Roy et al., 2010). Medidas repetidas de la fuerza revelaron una alta fiabilidad intratest pero baja fiabilidad intertest (Rocourt et al., 2008).

Tal grado de discrepancia necesita de otros trabajos que confirmen la fiabilidad del test. El propio CMST, al ser uno de los más utilizados, se usa como patrón de referencia para validar otros tests, como demuestran en las publicaciones de Fayad et al. (2008), Frich et al. (2011), o Böhm et al. (2005). Blonna et al. (2012) afirman que una estandarización de los ítems, mejora

significativamente ambas, la fiabilidad intraobservador e interobservador en este instrumento. Esta estandarización permite una comparación más segura entre estudios. Además, el nivel de experiencia del observador tiene menos efecto sobre la fiabilidad cuando las puntuaciones se establecen con un alto nivel de estandarización. Según Grassi y Tajana (2003) es eficaz para la evaluación clínica y funcional del hombro, a excepción de la inestabilidad. Este instrumento ha sido validado específicamente para la capsulitis adhesiva y es actualmente considerado *gold standard* (Dupeyron et al., 2010; Othman y Taylor, 2004).

El CMST, al igual que otros test, presenta ventajas e inconvenientes, el principal, la falta de estandarización de algunos de sus apartados, en particular del parámetro fuerza. Para intentar solventar este inconveniente, Hirschmann et al. (2010) enfatizan en la importancia de la colocación del torso y del brazo durante la realización, asegurando así una alta fiabilidad. Encontraron que los grados de elevación del hombro influenciaba los valores de la prueba. La mayor fiabilidad intraobservador fue encontrada al realizar la prueba de fuerza a 90º de elevación y sin estabilización del torso.

La comparación entre la puntuación antes y después de un tratamiento permite una valoración de los resultados obtenidos. Sin embargo, para estimar con precisión la situación funcional del paciente, la puntuación absoluta no es suficiente. Es necesario construir tablas normalizadas por edad y sexo basadas en la propia población, dado que, si se utilizan las de otros autores, se puede producir sesgo (Barra-López, 2007). El CMST ha demostrado ser sensible a detectar mejoría después de una intervención en una variedad de patologías de

hombro como artroplastia, descompresión subacromial, impingement, o patología del manguito rotador, siendo menor en individuos con inestabilidad de hombro (Roy et al., 2010).

Para solucionar estas debilidades, Constant et al. (2008) publicaron una guía con recomendaciones para las modificaciones del instrumento original.

Adaptaciones transculturales del CMST

El CMST es usado en casi todos los idiomas, sin traducciones oficiales o adaptaciones culturales validadas en los artículos revisados, porque los investigadores/clínicos percibieron la puntuación como una medida clínica (Roy et al., 2010).

En Danés, se publicó una traducción y adaptación modificada, de la cual todavía no se habían realizado las pruebas de validez, fiabilidad y sensibilidad (Ban et al., 2013), hasta que Moeller et al. (2014) concluyeron en su estudio que la fiabilidad intra e interobservador y la concordancia de la versión danesa del CMST modificado eran aceptables, y se confirmó su validez de constructo.

En Francés, existe una versión recomendada por la Agence Nationale d'Accreditation et d'Evaluation en Santé (ANAES, 2001). En una publicación realizada para evaluar la reproducibilidad intra e interobservador de esta versión francesa durante la rehabilitación tras cirugía del manguito rotador, los resultados mostraron que la aparente validez de la versión francesa podría ser criticada para la evaluación de manguito rotador después de la cirugía. Los autores de este estudio concluyeron que es necesario un protocolo

consensuado y preciso para realizar la evaluación del hombro y el establecimiento del CMST durante la fase de reeducación después de la cirugía del manguito rotador (Livain et al., 2007).

Algunos estudios experimentales que han empleado el CMST

Doner et al. (2013) evaluaron la técnica de Mulligan para aliviar el dolor y mejorar la capacidad funcional del hombro en pacientes con capsulitis adhesiva en la fase de rigidez, en un estudio aleatorizado controlado con 40 sujetos. El grupo 1 (n = 20) fue tratado con *hot pack*, estimulación nerviosa eléctrica transcutánea, y ejercicios pasivos de estiramiento; el grupo 2 (n = 20) fue tratado con *hot pack*, estimulación nerviosa eléctrica transcutánea y la técnica de Mulligan. Entre otros, utilizaron el CMST en una evaluación inicial pre intervención, tras completar el tratamiento y tras un seguimiento de tres meses. En ambos grupos, las puntuaciones del CMST mejoraron significativamente entre la sucesivas evaluaciones ($p = 0,001$). Los pacientes del grupo 2 tuvieron mayores puntuaciones del CMST comparados con el grupo 1 tras el tratamiento y al tercer mes ($p < 0,01$).

Fink et al. (2012) en su estudio sobre la eficacia de un método de tratamiento manual de acuerdo al modelo de distorsión fascial en el manejo del hombro congelado, evaluaron a un total de 60 pacientes con el CMST, entre otros instrumentos, aleatorizados en dos grupos (tratamiento experimental y tratamiento control) de 30 sujetos. Ambos grupos mostraron una mejoría significativa, siendo que los pacientes tratados en el grupo experimental

tuvieron un resultado significativamente mejor.

Walther et al. (2004) realizaron un ensayo prospectivo aleatorizado para comparar los resultados del tratamiento del síndrome de impingement subacromial mediante un programa guiado de auto entrenamiento, con un tratamiento de Fisioterapia centrado en el entrenamiento del manguito rotador y estiramientos, o con una ortesis funcional, en un conjunto de 60 pacientes. El CMST fue utilizado para evaluar a los sujetos al inicio, y tras 6 y 12 semanas. El análisis de los resultados de los ítems aislados que lo componen, reveló una diferencia significativa en la resistencia muscular máxima ($p<.05$). Todas las puntuaciones de los otros ítems del CMST mostraron diferencias no significativas entre los tres grupos.

Vas et al. (2008) evaluaron la eficacia de la acupuntura asociada con la Fisioterapia para pacientes con hombro doloroso en un estudio multicéntrico controlado aleatorizado, con 425 pacientes. La evaluación funcional del hombro la realizaron midiendo los cambios en el CMST, tras 4 semanas y 3 meses. Los parámetros subjetivos se recogieron durante un periodo de seguimiento de 6 y 12 meses. La puntuación media en el CMST había incrementado 16,6 puntos (desviación típica = 15,6) en el grupo de acupuntura, comparado con 10,6 puntos (desviación típica = 15,5) en el grupo control, y la diferencia de medias entre los dos grupos fue estadísticamente significativa (6 puntos; IC (95%) = 3.2, 8.8 puntos; $P < 0,001$).

Kirschak et al. (2013) llevaron a cabo un ensayo prospectivo aleatorizado controlado para evaluar los beneficios después de terapia ocupacional,

comparado con ejercicios domiciliarios dentro del tratamiento no quirúrgico de 43 pacientes con rotura total del manguito rotador. Tras los abandonos, 38 sujetos fueron evaluados con test clínicos y funcionales entre los que se encontraba el CMST, comparando sus resultados tras el tratamiento y un seguimiento de 2 meses, con los obtenidos en el inicio del estudio. Mediante el CMST encontraron que las medias de sus puntuaciones habían mejorado durante el tratamiento, sin favorecer ningún tipo de intervención, por lo que se aboga por un programa de ejercicios domiciliario para el tratamiento de pacientes con esta patología.

Gallasso et al. (2012) en un ensayo aleatorizado doble ciego y controlado con placebo, investigaron la eficacia y seguridad de la terapia con ondas de choque extracorpóreas de baja energía para tendinopatías no calcificantes del músculo supraespinoso, en un grupo de 20 pacientes. La efectividad fue determinada mediante la comparación de la mejoría media en el CMST entre los grupos de tratamiento y placebo a los 3 meses. Se consideró un tratamiento exitoso si los pacientes mostraban una mejoría de al menos 30 puntos, o si su puntuación total al final del estudio era al menos el 80% de los valores estándares relacionados con la edad y el sexo.

Otros estudios relacionados con tendinopatías (Farr et al., 2011; Otadi et al., 2012; Rabini et al ., 2012), síndrome de impingement subacromial (Holmgren et al., 2012), o rehabilitación tras cirugía del manguito rotador (Parsons et al., 2010) también han utilizado como instrumento de medida el CMST.

4.1.2. Metodología para la adaptación transcultural del CMST para la población española

Se utilizó el CMST original tras haber aplicado las modificaciones recomendadas por sus autores en 2008 (Constant et al., 2008), en los subelementos oportunos.

La adaptación transcultural incluye la adaptación cultural y lingüística de un cuestionario, así como el examen de sus propiedades psicométricas de fiabilidad y validez (Sperber, 2004). El proceso fue realizado de acuerdo a las recomendaciones internacionales publicadas por Beaton et al. (2000), consistiendo en los siguientes seis pasos: traducción, síntesis de la traducción, retro traducción, revisión por comité de expertos, pretest y validación.

a) Traducción (de Inglés a Español).

Este paso fue realizado por 2 sujetos independientes bilingües, los cuales tenían como lengua nativa el Español. Uno fue un Fisioterapeuta con amplia experiencia clínica en afecciones músculo esqueléticas. El otro fue un traductor profesional relacionado con las ciencias del deporte. Se remarcó que las traducciones debían ser semánticas, no literales, con especial atención en la equivalencia conceptual, y siguiendo los principios del ISPOR *Task Force for translation and cultural adaptation* (Wild et al., 2005). Este proceso dio lugar a 2 versiones traducidas al Español del original CMST (T1 y T2).

b) Síntesis de la traducción.

Se realizó una reunión entre los dos traductores y los investigadores para obtener por consenso una versión única de las dos traducidas al Español (T1-2). Durante este proceso, se encontraron algunas dificultades en la definición de algunos subelementos de la puntuación. Para solventar dicha situación se acordó incluir las siguientes modificaciones, recomendadas por Ban et al. (2013): utilización de una escala lineal visual analógica de 15 centímetros para el dolor y para las actividades de la vida diaria (AVD); establecer el periodo de una semana (la última semana pasada) para asistir a los pacientes en su evaluación de sus AVD. Además, los investigadores decidieron establecer el procedimiento de medición goniométrica siguiendo las recomendaciones de Norkin y White (2009).

c) Retro traducción (de Español a Inglés).

La retro traducción fue llevada a cabo independientemente por 2 angloparlantes nativos, también bilingües, estando cegados respecto al cuestionario original en inglés del CMST. Ambos eran entrenadores físicos relacionados con la terminología empleada en el test. Este proceso dio lugar a dos versiones de la retro traducción (RT1 y RT2). Posteriormente, se obtuvo una versión consensuada de la retro traducción (RT1-2) realizada por los 2 traductores independientes y el equipo de investigadores.

d) Revisión por comité de expertos.

Un comité de expertos, formado por todos los traductores involucrados y los miembros del equipo investigador, redactaron la versión preliminar consensuada del documento.

f) Pretest.

Un pretest cognitivo con la versión preliminar traducida consensuada se realizó con un Fisioterapeuta y una muestra de 12 sujetos diagnosticados con Síndrome de hombro doloroso (7 hombres y 5 mujeres; media ± SD edad, 51,25 ± 11,91 años). El objetivo fue evaluar si el cuestionario traducido era comprensible, el vocabulario adecuado, y las expresiones eran pertinentes en la cultura española.

g) Validación.

Posteriormente se llevó a cabo el estudio de validación de la versión española del cuestionario CMST.

En la Figura 11 se puede observar el esquema del proceso seguido para la traducción y adaptación transcultural del CMST al Spanish Constant-Murley Score Test (S-CMST).

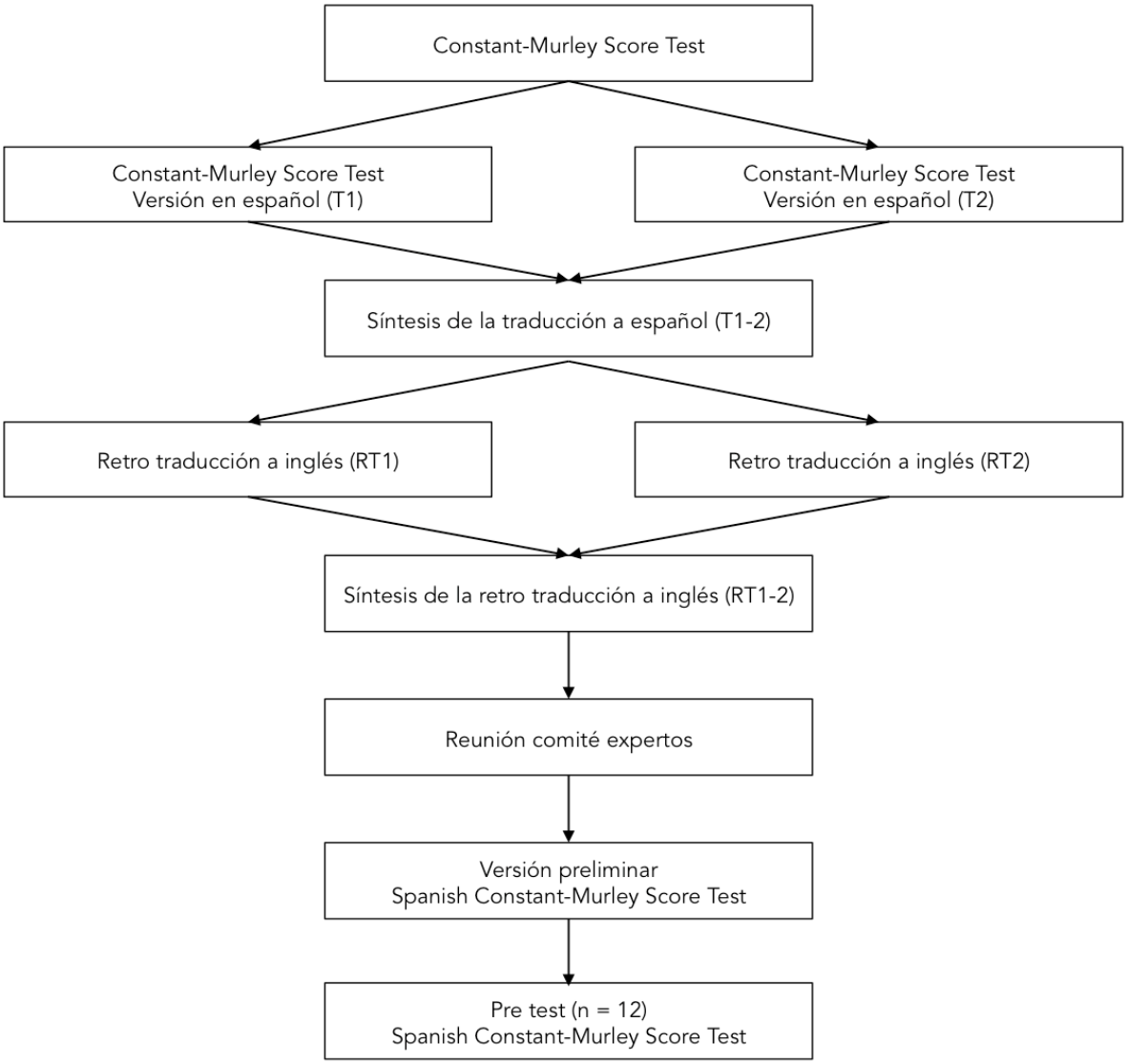

Figura 11. Algoritmo del proceso de traducción y adaptación transcultural del CMST al Spanish Constant-Murley Score Test.

4.1.3. Participantes

Un total de 60 sujetos diagnosticados de Síndrome de hombro doloroso, formaron la muestra de este estudio, reclutados en una consulta de Fisioterapia.

Además se tuvo en cuenta el cumplimiento de determinados criterios de inclusión y exclusión (apartado 4.2.1, página 121).

4.1.4. Procedimiento

Los datos fueron obtenidos entre el 24 de Noviembre de 2014 y el 3 de Septiembre de 2015. Todos los participantes fueron informados de los objetivos del estudio y firmaron un documento de consentimiento informado sobre su participación voluntaria en el momento de su reclutamiento.

La administración del CMST se realizó por el investigador principal, y otro Fisioterapeuta, ambos con experiencia previa en el uso del CMST, y entrenados en el procedimiento de su aplicación.

Así mismo, los evaluadores aplicaron el S-SDQ (Alvarez-Nemegyei et al., 2005), instrumento auto administrado que evalúa la discapacidad relacionada con el dolor de hombro del paciente y está validado en población hispano hablante.

Para evaluar la fiabilidad interobservador, se aplicó el S-CMST por ambos evaluadores de manera independiente a una muestra de 24 personas, en el momento de la evaluación inicial (E_0). Para evaluar la fiabilidad intraobservador, el instrumento volvió a ser administrado a una muestra de 12 personas por el investigador principal, a los 7 días de la evaluación inicial, antes de aplicar ningún tipo de tratamiento.

Para reducir cualquier impacto por fatiga en la fiabilidad interobservador, la mitad de los pacientes fueron evaluados por un Fisioterapeuta como primer evaluador, y la otra mitad por otro Fisioterapeuta como primer evaluador, entre ambas evaluaciones del S-CMST se determinó un lapso de 30 minutos, durante el cual los pacientes completaron el S-SDQ (Alvarez-Nemegyei et al., 2005),

para posteriormente poder analizar la validez de criterio.

El procedimiento llevado a cabo para obtener los datos de la versión española del CMST ha tenido en cuenta los subelementos subjetivos de dolor y AVD, y los objetivos de movimiento y resistencia basado en las recomendaciones del autor (Constant et al., 2008).

Dolor

La puntuación para el dolor se obtiene cuando el sujeto expresa el mayor grado de dolor que ha experimentado en su hombro durante la realización de sus actividades cotidianas en las últimas 24 horas, realizando una marca en una línea de 15 cm en cuyo extremo izquierdo se sitúa una leyenda de *No dolor* y en el extremo derecho *Dolor intolerable*. La puntuación se establecerá en el intervalo 0-15, y será calculada mediante la ecuación *15 – x = puntuación*, donde *x* es la distancia medida en centímetros desde el punto *No dolor* hasta la marca realizada por el paciente. Para ello deberá utilizarse una regla milimetrada. Por ejemplo, si el paciente realiza una marca a 7,9 cm del punto de *No dolor*, la puntuación será de 7,1 (= 15 – 7,9).

AVD

En el apartado de AVD, el sujeto expresa los valores indicados basándose en lo experimentado en la última semana, puntuándose entre 0 y 20 puntos. Así pues, el primer ítem de este apartado evalúa si el paciente se despierta por la noche a causa del dolor de hombro. La puntuación será de 0 a

2 puntos (nunca, 2 puntos; ocasionalmente, 1 punto; todas las noches, 0 puntos).

Se le atribuyen 8 puntos a las actividades de trabajo diario y recreacionales. El paciente debe responder a las preguntas ¿Cuánto está limitada su actividad diaria normal por el dolor de su hombro? y ¿Cuánto está limitada su actividad deportiva normal por el dolor de su hombro?. Para ello deberá realizar una marca en una línea de 15 cm de longitud para cada una de las preguntas, en cuyo extremo izquierdo se encuentra una leyenda de *Todo* y en el extremo derecho *Nada*. La puntuación resultante de cada una de ellas podrá variar entre 0 y 4 puntos, calculándose midiendo la distancia en centímetros desde el punto *Todo* hasta la marca realizada por el paciente, de tal modo que al intervalo 0-3 cm corresponderán 4 puntos; 3-6 cm, 3 puntos; 6-9 cm, 2 puntos; 9-12 cm, 1 punto; y 12-15 cm, 0 puntos. Para ello, se utilizará una regla milimetrada.

En este apartado además se incluye la habilidad para el uso funcional de elevar el brazo hasta un cierto nivel. La puntuación podrá oscilar entre 0 y 10 puntos, distribuyéndose de la siguiente manera: si no alcanza la altura de la cintura, 0 puntos; si llega hasta la cintura, 2 puntos; hasta el xifoides, 4 puntos; hasta el cuello, 6 puntos; hasta la cabeza, 8 puntos; y sobre la cabeza, 10 puntos.

Sumando las puntuaciones correspondientes al dolor y a las AVD obtendremos las puntuación subtotal subjetiva del CMST.

Movimiento

El movimiento se evalúa con un total de 40 puntos, distribuidos equitativamente para la flexión, abducción, rotación externa funcional y rotación interna funcional. Estos movimientos funcionales son compuestos (la rotación externa funcional se realiza en el plano escapular, e incluye además flexión y abducción; la rotación interna funcional incluye además extensión y adducción) y diferentes de la evaluación estándar del rango de movimiento. Todos los movimientos deben ser realizados activamente y sin dolor, con el paciente en sedestación para evitar en lo posible compensaciones con el tronco. De este modo, si el sujeto puede elevar su brazo hasta 140° con dolor, pero sólo 110° sin dolor, el valor elegido en la puntuación será 110°. Pacientes con dolor en la posición de reposo, se les indicó realizar el movimiento hasta que su dolor comenzase a empeorar.

La flexión y la abducción se miden con un goniómetro siguiendo el siguiente procedimiento: para la flexión se establece el fulcro en el aspecto lateral del tubérculo mayor del húmero, alineando el brazo proximal paralelo a la línea axilar media del tórax, y el brazo distal con la línea media lateral del húmero; para la abducción el fulcro del goniómetro se sitúa sobre el aspecto anterior del proceso acromial, alineando el brazo proximal paralelo a la línea media del aspecto anterior del esternón, y el brazo distal con la línea media anterior del húmero. Se puntúan de acuerdo a los grados de amplitud alcanzada, así pues, entre 0° - 30° corresponden 0 puntos; 31° - 60°, 2 puntos; 61° - 90°, 4 puntos; 91° - 120°, 6 puntos; 121° - 150°, 8 puntos; y 151° - 180°, 10

puntos.

La rotación externa funcional consiste en adjudicar 2 puntos por separado a cada uno de los 5 movimientos activos, realizados simultáneamente de forma bilateral. La mano del sujeto deberá colocarse detrás o sobre su cabeza pero sin tocarla, atribuyendo los puntos del siguiente modo: mano detrás de la cabeza con los codos apuntando adelante, 2 puntos; mano detrás de la cabeza con los codos apuntando atrás, 2 puntos; mano sobre la cabeza con los codos apuntando adelante, 2 puntos; mano sobre la cabeza con los codos apuntando atrás, 2 puntos; elevación completa del brazo, 2 puntos. La puntuación obtenida en este ítem será la suma de los puntos de todos los movimientos realizados. Si no es capaz de realizar ninguno de ellos, será de 0 puntos.

La rotación interna funcional es medida usando la punta del pulgar como marcador en las referencias anatómicas: muslo (0 puntos), cara posterior de la nalga (2 puntos), articulación sacroilíaca (4 puntos), nivel de la tercera vértebra lumbar (6 puntos), duodécima vértebra torácica (8 puntos), espacio interescapular (séptima vértebra torácica o más craneal, 10 puntos).

Resistencia

Esta medida se realiza en el plano escapular a 90º de elevación, con extensión de codo, pronación – supinación neutra, y la muñeca en posición neutra con la palma de la mano vertical. Se coloca una cincha alrededor de los metacarpianos, que estará comunicada con un dinamómetro, el cual se

encuentra anclado en una superficie estable. Se le requiere entonces al paciente que tire hacia arriba todo lo que pueda durante 5 segundos, dándole instrucciones verbales para que continúe la acción durante todo el intervalo de tiempo. La puntuación es calculada a partir de la mayor medición de tres intentos, cada uno de ellos realizados con al menos 1 minuto de descanso. Esa medida en kilogramos es multiplicada por 2,2 para obtener la puntuación total, con un máximo de 25 puntos (11,34 Kg). Si el sujeto no fuera capaz de adoptar la posición solicitada, o no alcance los 5 segundos, la puntuación será de 0 puntos. Cada observador utilizó el mismo dinamómetro (Proscale® Versa 77 Hanging Scale – Proscale Europe, Erkelenz, Germany) durante todo el estudio.

Imagen 6. Detalle de la colocación del paciente para la medición de la resistencia muscular en el CMST.

Sumando las puntuaciones correspondientes al movimiento y a la resistencia se obtiene la puntuación subtotal objetiva del CMST.

La puntuación total del CMST se obtiene sumando las puntuaciones parciales del dolor, las AVD, el movimiento y la resistencia, y da lugar a la versión Spanish Constant-Murley Score Test (S-CMST).

El tratamiento aplicado a los participantes constó de terapia manual que incluyó movilización torácica analítica, combinada con McConnell Taping o Kinesio Taping®, junto a un programa domiciliario de ejercicios.

4.2. Eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso

Se realizó un ensayo clínico aleatorizado doble ciego, con diseño experimental longitudinal y prospectivo, con dos grupos de tratamiento: experimental 1 (GTE1), con terapia manual que incluía movilización torácica analítica, McConnell Taping y un programa domiciliario de ejercicios; y experimental 2 (GTE2), con terapia manual que incluía movilización torácica analítica, Kinesio Taping® y un programa domiciliario de ejercicios.

4.2.1. Participantes

Los pacientes, reclutados en un centro de Fisioterapia, fueron evaluados inicialmente y asignados aleatoriamente a uno de los dos grupos de tratamiento. El ocultamiento de la asignación se realizó con una tabla de números generados aleatoriamente por ordenador creada antes del inicio de la recolección de datos por una persona ajena a la investigación. Se prepararon

tarjetas numeradas secuencialmente con la asignación aleatoria. Las tarjetas fueron dobladas y colocadas en sobres opacos cerrados. El Fisioterapeuta que aplicó el tratamiento, enmascarado a los datos de la evaluación inicial, abrió el sobre y procedió de acuerdo con la asignación de grupo.

A 71 pacientes que solicitaron atención fisioterapéutica por dolor de hombro y fueron diagnosticados de Síndrome de hombro doloroso, se les invitó a participar en el estudio. De ellos 11 no cumplieron alguno de los siguientes criterios de inclusión y exclusión.

Criterios de inclusión:

- Edad mayor de 18 años.
- Capacidad de aceptar consentimiento informado por escrito.
- Tendinopatía de hombro.
- Bursitis subacromial o subdeltoidea.
- Inestabilidad glenohumeral.
- Impingement de hombro.
- Discinesia escapular.
- Roturas tendinosas parciales del manguito rotador.

Criterios de exclusión:

- Fracturas.
- Luxaciones agudas.
- Artritis postraumáticas.

- Capsulitis adhesiva (hombro congelado).
- Tratamiento quirúrgico previo en ese hombro.
- Roturas tendinosas totales del manguito rotador.
- Patología ósea (enfermedad de Paget, osteomielitis, necrosis ósea avascular).
- Desórdenes generalizados del sistema músculo esquelético.
- Causas extrínsecas de dolor de hombro: neurodinámicas, neurológicas, dolor referido visceral, cardiovasculares, respiratorias, neoplásicas, distrofia simpaticorrefleja, artritis séptica, algias de origen cervical, síndrome del desfiladero torácico.
- Desórdenes mentales.

Después de firmar el consentimiento se asignaron a cada uno de los dos grupos de tratamiento, cada uno de ellos formado por un número de 30 sujetos.

El proceso de los participantes en el estudio durante el desarrollo del mismo puede verse esquematizado en la Figura 12.

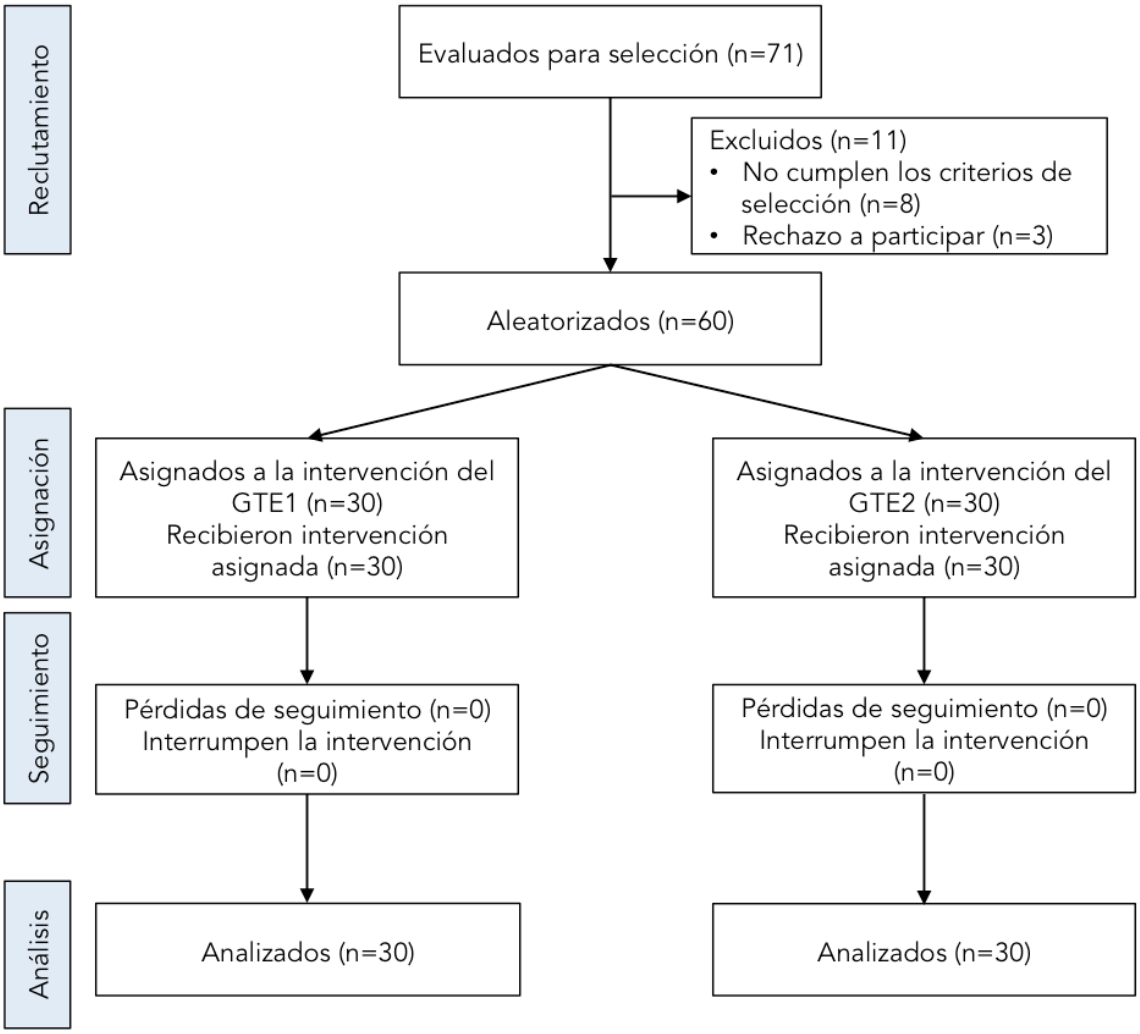

Figura 12. Diagrama de flujo de los participantes en el ensayo de acuerdo a la declaración de CONSORT 2010
(Cobos-Carbó y Augustovski, 2011; Moher et al., 2010).

4.2.2. Evaluación e instrumentos de medida

La evaluación se llevó a cabo en las mismas condiciones por un Fisioterapeuta distinto al que aplicó el tratamiento, estando enmascarado frente a las condiciones del estudio.

Los datos sociodemográficos tales como la edad y el sexo fueron registrados en la evaluación inicial, antes de la intervención.

Se realizó una evaluación inicial con entrevista (E_0), así como una evaluación tras la primera sesión de tratamiento (E_1), una evaluación post tratamiento al finalizar el mismo (E_2), y una evaluación de seguimiento pasados tres meses de la finalización del tratamiento (E_3), que incluyó la administración de los siguientes instrumentos de medida: Spanish Constant-Murley Score Test (S-CMST), Spanish Shoulder Disability Questionary (S-SDQ), Escala Visual Analógica (EVA), Umbral de Dolor a la Presión (UDP), Prueba del Rascado de Apley (PRA), y Consumo de Medicamentos (CM) (Tabla 3).

	Entrevista clínica antes 1ª sesión (E_0)	Inmediatamente después 1ª sesión (E_1)	Inmediatamente después última sesión (E_2)	Pasados 3 meses después última sesión (E_3)
S-CMST	√		√	
S-SDQ	√		√	√
EVA	√	√	√	√
UDP	√	√	√	
PRA	√	√	√	
CM	√		√	√

Tabla 3. Control de administración de los instrumentos de medida.

El S-CMST se aplicó tal y como se describe en el apartado 4.1.4 del presente trabajo (página 115).

El S-SDQ, la EVA y el CM fueron auto administrados por los propios pacientes, recibiendo ayuda por el evaluador encargado en caso de que fuera necesario, excepto tras el periodo de seguimiento, donde la recogida de datos se realizó mediante consulta telefónica. Para ello, respondían a los ítems de acuerdo a las opciones posibles en el caso de S-SDQ (según las últimas 24

horas) y CM (según la última semana). En el caso de la EVA, el paciente realiza una marca en una línea de 10 cm de longitud, en cuyo extremo izquierdo se sitúa una leyenda de *Ningún dolor* y en el extremo derecho *El peor dolor imaginable*. La puntuación se establece en el intervalo 0 - 10, y se calcula mediante la equivalencia en puntos de la distancia medida en centímetros desde el punto *Ningún dolor* hasta la marca realizada por el paciente. Para ello deberá utilizarse una regla milimetrada.

Los elementos que componen el cuestionario referente al consumo de medicamentos prescritos o no (CM) son los siguientes: con relación al dolor de su hombro que siente actualmente, ¿ha tomado medicación la semana anterior? (E_0); con relación al dolor de su hombro que le ha sido tratado ¿ha tomado medicación durante el periodo de tratamiento? (E_2); con relación al dolor de su hombro que le fue tratado ¿ha tomado medicación durante los últimos 3 meses? (E_3) (respuestas: sí, no). Además, en cada una de ellas se considera la frecuencia (nunca, a veces, a menudo, todos los días), y la cantidad (nada, 1-2 comprimidos a la semana, 1-2 comprimidos cada 2-3 días, 1 o más comprimidos al día).

El UDP fue medido con un algómetro Fischer analógico (Wagner FDK/FDN series Force Dial – Wagner Instruments, Greenwich, CT). Varía entre 0 y 10kg/cm^2 y ha mostrado recientemente ser superior en fiabilidad, reproducibilidad, y sensibilidad referente a un sistema controlado de deformación (Koo et al., 2013). Tras determinar el punto más hiperalgésico en la zona anterior del hombro mediante palpación, el evaluador determinó el UDP para este punto, aplicando una presión perpendicular a la piel. El sujeto fue

instruido para indicar el momento exacto en el que experimentase un cambio en la sensación de presión y se convirtiera en sensación dolorosa (umbral de dolor). Ambos, el evaluador cegado y el sujeto fueron entrenados para reconocer el UDP en el lado contralateral. Este proceso fue el recomendado por Fischer (1998). La posición utilizada se muestra en la Imagen 7.

Imagen 7. Posición para determinar la localización y el UDP del punto más hiperalgésico en la zona anterior del hombro.

El procedimiento (y posicionamiento) para la medición del UDP del punto más hiperalgésico en la zona anterior del hombro se muestra en la Imagen 8. Se realizaron tres medidas repetidas en el mismo lugar con un intervalo de 30 segundos, y el valor medio fue usado para el análisis de datos. Se dibujó un círculo con un marcador permanente para indicar el lugar de este punto. Para calcular las medidas algométricas de E_0, E_1 y E_2, el punto fue

reevaluado en cada momento, pidiendo al paciente que lo cubriera con esparadrapo durante los intervalos de tiempo entre las mediciones.

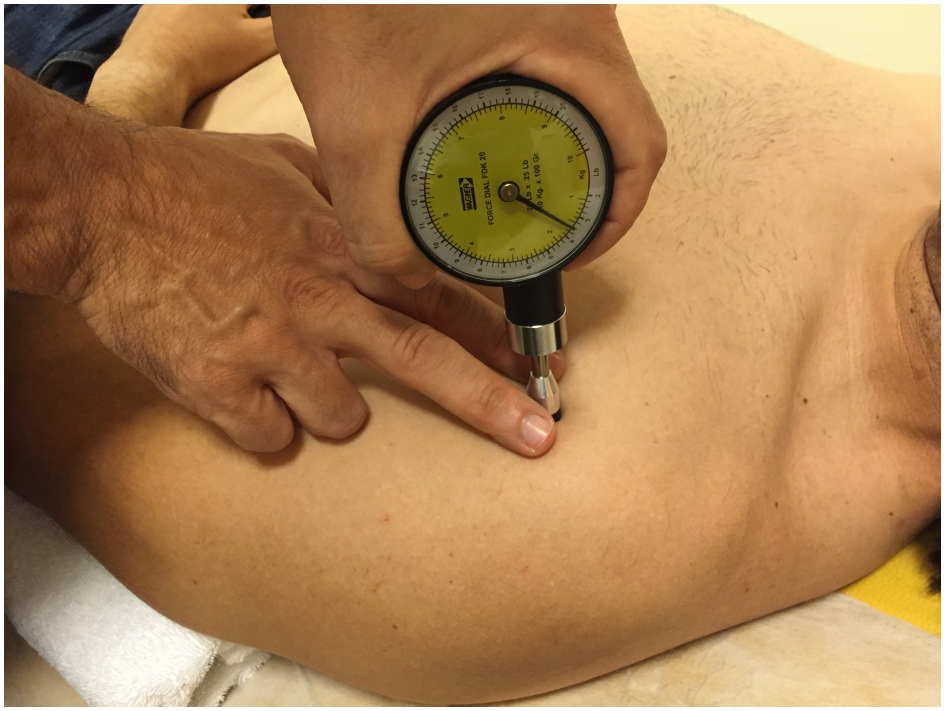

Imagen 8. Procedimiento para determinar el UDP del punto más hiperalgésico en la zona anterior del hombro.

La PRA pone de manifiesto limitaciones en la movilidad de la extremidad superior (McFarland, 2006). Cada uno de los tres movimientos se realiza activamente, registrando la amplitud alcanzada con la punta del dedo medio. Se solicitó al paciente realizar los movimientos mano – hombro contrario, mano – nuca, y mano – espalda, intentando llegar en todas las ocasiones hasta el espacio interescapular, o lo más próximo posible. Para el primer movimiento, las puntuaciones se distribuyen del siguiente modo: boca, 1 punto; oreja contralateral, 2 puntos; nuca, 3 puntos; músculo trapecio contralateral, 4 puntos; y espacio interescapular, 5 puntos. Para el segundo movimiento: boca, 1 punto;

oreja homolateral, 2 puntos; nuca, 3 puntos; músculo trapecio homolateral, 4 puntos; y espacio interescapular, 5 puntos. Para el tercer movimiento: cara externa del muslo homolateral, 0 puntos; cara posterior de la nalga homolateral, 1 punto; sacro, 2 puntos; tercera vértebra lumbar, 3 puntos; ángulo inferior de la escápula contralateral, 4 puntos; espacio interescapular, 5 puntos. Para los dos primeros movimientos, si el paciente no es capaz de alcanzar la boca obtiene 0 puntos. Esta prueba ha sido utilizada en estudios previos, entre los que se incluye las investigaciones de Bodin et al. (2014) y Beard (2011).

Los pacientes fueron diagnosticados de acuerdo a los hallazgos exploratorios: inestabilidad glenohumeral con o sin afectación del labrum glenoideo 21 pacientes; impingement subacromial con o sin inestabilidad 27 pacientes; y rotura parcial del manguito rotador 12 pacientes. Algunos de los sujetos aportaron estudios radiológicos, lo que junto con los tests clínicos correspondientes, confirmaron este diagnóstico, siendo esta aportación obligada para el diagnóstico de rotura parcial del manguito rotador.

Se realizó una exploración dinámica con la finalidad de evaluar la acción muscular sobre los segmentos, y reproducir la sintomatología del paciente de manera que se dispusiera de un elemento objetivo de reevaluación para valorar la idoneidad del tratamiento. Las actividades dinámicas activas solicitadas fueron la elevación, la abducción y la rotación interna combinada (mano – espalda). Durante el desarrollo de los movimientos se observó el patrón de activación del trapecio superior, el control escapular, la implicación de la columna torácica, y el rango de movimiento.

Los tests clínicos empleados fueron los siguientes:

- Para la inestabilidad glenohumeral:
    - El signo del *sulcus* (Neer y Foster, 1980).
    - El test de aprehensión (Farber et al., 2006).
    - El test de reposicionamiento (Farber et al., 2006).
    - El test de *quick release* (Silliman y Hawkins, 1993).
    - El test de laxitud posterior (Gerber y Ganz, 1984).
    - Para la integridad del labrum se utilizaron el test de compresión - rotación (Snyder et al., 1990), el test de crank (Liu et al., 1996), el test de O'Brien (O'Brien et al., 1998), y el test de carga del bíceps (Kim et al., 1999).
- Para el impingement subacromial:
    - El test de Hawkins-Kennedy (Hawkins y Kennedy, 1980; Reed Group, 2009).
    - El test de Neer (Birtane et al., 2001; Neer, 1983).
    - El test de lata vacía (Jobe y Jobe, 1983; Malhi y Khan, 2005).
    - El test de Yocum (Silva et al., 2008; Yocum, 1983).
- Para la rotura parcial del manguito rotador:
    - El test de *lift-off* (Alqunaee et al., 2012; Gerber y Krushell, 1991).
    - El *lags* test (Hertel et al., 1996).
    - El drop sign (Hertel et al., 1996).

Se utilizaron además los test musculares del supraespinoso (Chalmers et al., 2015), infraespinoso (Park et al., 2005), redondo menor, redondo mayor,

subescapular, serrato anterior, trapecio inferior, trapecio medio, y dorsal ancho (Kendall y McCreary, 1985).

La evaluación de la movilidad analítica de la columna torácica se llevó a cabo en todos los pacientes para la identificación de los segmentos vertebrales torácicos rígidos, con restricción de movilidad unilateral o bilateral, que presentaban un final de movimiento con tope brusco ante un empuje postero anterior. Se realizó con el paciente en sedestación, utilizando dos procedimientos diferentes dependiendo de la zona a explorar. De este modo, no es necesario subir y bajar de la camilla al paciente, y se facilita la maniobrabilidad en estadíos agudos. La técnica de evaluación consiste en un movimiento rítmico entre la amplitud media y final del rango, facilitando el deslizamiento analítico de las facetas inferiores respecto a las superiores, teniendo en cuenta que la orientación de las facetas articulares a nivel torácico es de 60º respecto al plano transversal (McConnell, 2013).

Método de evaluación de la movilidad torácica analítica entre la primera y cuarta vértebra torácica

Paciente sentado. El Fisioterapeuta se encuentra al lado del paciente, y abraza su cabeza entre el antebrazo no dominante y el tronco, para fijarla. Coloca la cara palmar del quinto dedo cruzando la parte posterior de la apófisis espinosa de la séptima vertebra cervical, realizando una tracción del tejido blando subcutáneo. La mano dominante del Fisioterapeuta, reposa el área del pisiforme sobre el nivel torácico a evaluar, con una aproximación de las

eminencias tenar e hipotenar, para no ejercer un contacto doloroso sobre la espinosa. De este modo la eminencia tenar contacta con la apófisis transversa de una lado, y la eminencia hipotenar con la apófisis transversa del otro lado de la vértebra a movilizar. A continuación, se realiza un deslizamiento de las facetas inferiores respecto de las superiores. Esto se consigue con un empuje postero anterior de la mano inferior en la dirección de la orientación de las carillas articulares, preferentemente desde el rango medio al final del movimiento articular. Para ello inicialmente se realiza una presión firme en dirección postero anterior para asegurar que los contactos tenar e hipotenar están colocados sobre los procesos transversos elegidos, y entonces se realiza un deslizamiento craneal sobre el plano articular. Se debe mantener la presión ventral, para evitar una pérdida de contacto con los procesos transversos. Cierto grado de distracción craneal puede ser aplicada con la mano cefálica para favorecer la finalidad de la técnica.

Método de evaluación de la movilidad torácica analítica entre la quinta y la duodécima vértebra torácica

Paciente sentado en la parte anterior del asiento, en una silla con respaldo, de frente a la camilla, a ser posible con los antebrazos y manos apoyados sobre ella, de forma confortable y sin dolor. Se utiliza una toalla para estabilizar la columna lumbar, rodeando el tronco del paciente, cuyas puntas serán sujetadas por la mano no dominante del Fisioterapeuta, utilizando el borde superior del respaldo de la silla como fulcro, para facilitar la fijación. La

mano dominante del Fisioterapeuta, quien se encuentra en finta adelante del mismo lado que aquella, se ajusta del mismo modo que en el método anterior, uno o dos niveles inferiores a la vértebra a movilizar, para realizar un deslizamiento craneal con arrastre del tejido blando subcutáneo, acabando sobre el nivel deseado. A continuación, se realiza un empuje postero anterior en la dirección de la orientación de las carillas articulares, teniendo en cuenta que su angulación se va verticalizando según descendemos de nivel vertebral.

4.2.3. Intervención

Ambos grupos de tratamiento (GTE1 y GTE2) recibieron sesiones de Fisioterapia, con una frecuencia de 1 sesión por semana, de 30 minutos de duración aproximada cada una, hasta la desaparición de la clínica o estancamiento de la misma, que constaron de:

- Grupo de tratamiento experimental 1 (GTE1): Terapia manual que incluía movilización torácica analítica y aplicación de McConnell Taping. Programa domiciliario de ejercicios.

- Grupo de tratamiento experimental 2 (GTE2): Terapia manual que incluía movilización torácica analítica y aplicación de Kinesio Taping®. Programa domiciliario de ejercicios.

El Fisioterapeuta que aplicó los tratamientos, es experto en los procedimientos que se emplearon. El análisis de los movimientos y la respuesta de los síntomas al movimiento determina el abordaje de tratamiento requerido para pacientes con Síndrome de hombro doloroso.

Los objetivos del tratamiento fueron: restaurar la homeostasis (disminuyendo la irritación de los tejidos inflamados y calmando el dolor), y aumentar la funcionalidad del paciente, obteniendo una carga óptima del complejo articular del hombro a lo largo del rango de movimiento (mejorando el área de contacto de la superficie articular, la movilidad de los segmentos proximales y distales al área dolorosa, restaurando el equilibrio dinámico de los músculos estabilizadores, particularmente en el lugar del dolor, y asegurando una adecuada movilidad de las estructuras neuromeníngeas).

La intervención se realizó con cada paciente de acuerdo a su diagnóstico de inestabilidad glenohumeral, impingement subacromial con o sin inestabilidad glenohumeral, o rotura parcial del manguito rotador.

Movilización torácica analítica

Esta técnica de tratamiento se realizó en todos los pacientes, tras la identificación de los segmentos vertebrales rígidos, con restricción de movilidad unilateral o bilateral, que presentan un final del movimiento con tope brusco ante un empuje postero anterior. El objetivo de esta técnica es devolver el grado de movilidad funcional al segmento involucrado, de forma que no interfiera en el adecuado desarrollo cinético del complejo articular del hombro.

Se realiza siguiendo procedimientos similares a los empleados en la evaluación de la movilidad torácica analítica, dependiendo de la zona a tratar, bien sea entre la primera y la cuarta, o entre la quinta y la duodécima vértebra torácica (páginas 131-132). La posición del paciente y del Fisioterapeuta es la

misma a la descrita para la evaluación. La técnica de tratamiento consiste en una movilización rítmica entre la amplitud media y final del rango de movimiento, facilitando el deslizamiento analítico de las facetas inferiores respecto a las superiores, con el fin de disminuir las rigideces y tensiones que puedan limitar el funcionamiento biomecánico normal (Mulligan, 2010).

Esta técnica se aplicó a todos los niveles vertebrales en los que se encontró restricción de la movilidad, y se mantuvo hasta la desaparición de tope brusco (Imágenes 9 y 10).

Imagen 9. Método de tratamiento para la movilización torácica analítica entre T_1 y T_4.

Imagen 10. Método de tratamiento para la movilización torácica analítica entre T_5 y T_{12}.

Aplicación de McConnell Taping

Se aplicó a todos los pacientes del GTE1, de acuerdo con las directrices del abordaje McConnell para el tratamiento de los problemas del hombro (McConnell, 2013). El *tape* utilizado fue Endura Sport Tape (de color beige, y 3,8 cm de anchura), aplicando en primer lugar Endura Fix (de color blanco, hipoalergénico, y 5 cm de anchura) a modo de *pretape*, con el objetivo de ofrecer una protección cutánea para evitar la posible aparición de erosiones provocadas por la tensión de las tiras activas del vendaje. Ambos tipos de esparadrapo son adhesivos y resistentes al agua, de acuerdo con las indicaciones del fabricante.

En los pacientes de este grupo se utilizaron técnicas de reposicionamiento de la anterioridad de la cabeza humeral, descarga del deltoides, facilitación de los estabilizadores escapulares, inhibición de la actividad del trapecio superior, y técnica para mejorar el movimiento de llevar la mano a la espalda. Algunos ejemplos de aplicaciones de McConnell Taping pueden verse en las Imagen 11.

Imagen 11. Técnicas de McConnell Taping para el reposicionamiento de la anterioridad de la cabeza humeral, y la facilitación de los estabilizadores escapulares.

Aplicación de Kinesio Taping®

Se aplicó a todos los pacientes del GTE2, siguiendo las directrices del método de Kinesio Taping® (Kase et al., 2003). El tape utilizado en este estudio (Kinesio Tex Gold FP, Kinesio Taping®, USA) es poroso, adhesivo y resistente al agua, con una anchura de 5 cm y un grosor de 0.5 mm, de color negro.

En cada caso, según las características clínica individuales de cada paciente se utilizaron técnicas de tratamiento muscular, junto con técnicas de corrección mecánica, corrección fascial, corrección de espacio, corrección de ligamento – tendón, corrección linfática, o corrección funcional (Imagen 12).

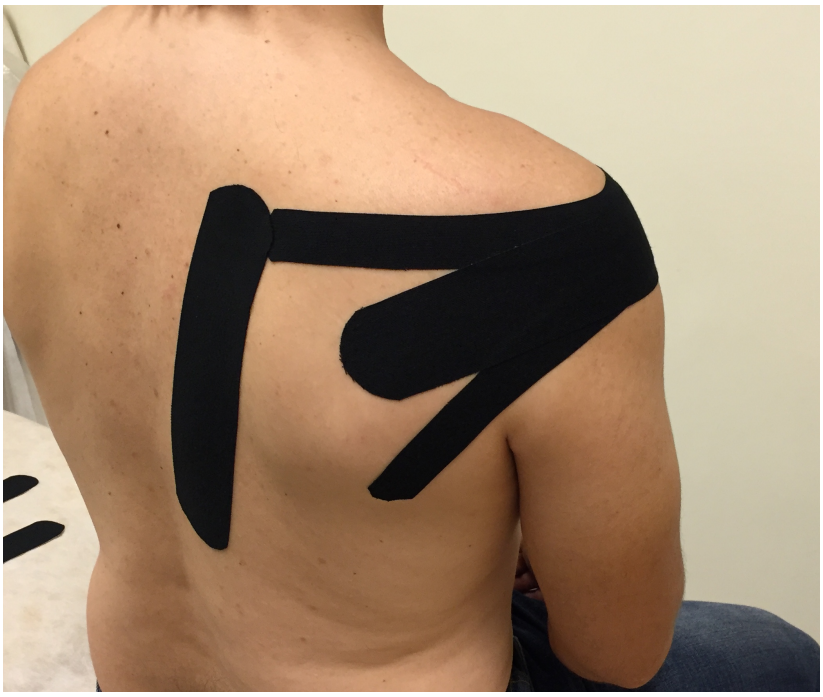

Imagen 12. Aplicación de Kinesio Taping® con técnica de corrección mecánica de la anterioridad de la cabeza humeral, y técnicas musculares para el infraespinoso y trapecio inferior.

En ambos métodos de vendaje, McConnell Taping y Kinesio Taping®, la posibilidad de la aparición de efectos indeseables o secundarios se reduce a la manifestación de reacciones alérgicas al material utilizado para el vendaje, lo cual fue controlado con la realización de una prueba de alergia al tape en todos los sujetos, mediante la colocación de un pequeño parche del *tape* correspondiente (1x1 cm^2) en la cara anterior del antebrazo contralateral al hombro doloroso. Se mantuvo durante 15 minutos, observando la aparición de enrojecimiento o cualquier otra reacción cutánea. Posteriormente a la prueba de alergia, con resultado negativo, se llevó a cabo la aplicación.

Igualmente, para minimizar lesiones cutáneas que pudieran aparecer en el momento de la retirada del vendaje, se instruyó al paciente la forma más conveniente de realizarlo.

Programa domiciliario de ejercicios

Esta parte del tratamiento estuvo dirigida a mejorar el control motor del complejo articular del hombro, para un adecuado funcionamiento del mismo; y a aumentar la movilidad de la columna torácica rígida. Los ejercicios destinados a ello fueron enseñados al paciente de forma individualizada, de acuerdo a sus necesidades clínicas, con una graduación progresiva, siempre realizados sin dolor, y consistentes en el entrenamiento de la resistencia y reeducación neuromuscular para el manguito rotador y los estabilizadores escapulares, junto con ejercicios de flexibilidad de la columna torácica. Los pacientes además fueron instruidos a mantener una postura correcta, ya que una actitud postural encorvada está asociada a una reducción de la resistencia para elevar el brazo (Kebaetse et al., 1999), y a una reducción del espacio subacromial (Solem-Bertoft et al., 1993).

Los ejercicios de fortalecimiento y resistencia fueron realizados en 3 series de 10 repeticiones, con 5 segundos de contracción mantenida y 5 segundos de descanso en cada repetición, usando una banda elástica (*Thera-Band* precortado de 120 centímetros de longitud, Hygenic Corporation, Akron, Ohio). Los pacientes comenzaron con la banda elástica de color amarillo, progresando al siguiente color cuando eran capaces de realizar los 3 sets sin

fatiga, de acuerdo a la secuencia de resistencia: rojo, verde y azul. Los ejercicios, según el caso, fueron enfocados al trabajo de los músculos del manguito rotador, deltoides posterior, trapecio inferior y serrato anterior en un primer estadío, aumentando la elevación del brazo según mejoría de la clínica del paciente. Existe evidencia de una actividad aumentada del trapecio superior y disminuida del serrato anterior y trapecio inferior en situaciones de impingement subacromial (Ludewig y Reynolds, 2009) e inestabilidad no traumática de hombro (Alexander, 2007), por lo que el entrenamiento de control motor durante la elevación se centró en evitar la actividad excesiva del trapecio superior, y facilitar la del serrato anterior y trapecio inferior. Tras ello, se inició el entrenamiento de los músculos involucrados en el control motor del tronco, y en la conexión cinética con el miembro inferior: dorsal ancho, glúteos y abdominales, incidiendo en el caso de estos últimos en un adecuado control excéntrico (Imagen 13).

Imagen 13. Métodos de entrenamiento de manguito rotador y trapecio inferior.

Los ejercicios de flexibilidad se designaron para aumentar la movilidad de los segmentos torácicos rígidos, para lo que se recomendó realizar el movimiento de elevación esternal (3 repeticiones de 30 segundos de duración cada una, con descansos de 10 segundos entre ellas); y flexibilización en extensión torácica en supino con toalla (manteniendo la posición durante 10 minutos antes de dormir) (Imagen 14).

Imagen 14. Técnica de flexibilización en extensión torácica en supino con toallas.

Además de los ejercicios, todos los pacientes recibieron educación referente a la adecuada postura y mecánica corporal. Se les instruyó sobre la posición preferente al dormir y sus actividades diarias. Las indicaciones ergonómicas enfatizaron sobre la disminución de la carga de pesos, el uso del brazo por debajo de la altura del hombro, evitar la rotación interna glenohumeral durante el momento de elevación, y en definitiva proporcionar guías de ayuda para el automanejo.

La falta de adherencia terapéutica por parte del paciente se encuentra bien documentada en la literatura, afirmando que menos de la mitad (tan sólo un 42%) completan los programas domiciliarios de ejercicios (Hardage et al., 2007). El factor de mayor influencia en este incumplimiento se debe a las

barreras que el paciente percibe y con las que se enfrenta a la hora de incluir el régimen de ejercicios en su vida diaria (Sluijs, et al., 1993), por lo que para evitar esta situación lo máximo posible, el set completo de ejercicios prescrito no superó los de 5 minutos en su realización, una o dos veces al día, dependiendo de las condiciones particulares del individuo.

La adherencia a los ejercicios prescritos debe ser considerada en intervenciones de evaluación de los mismos. Las intervenciones y técnicas de automanejo supervisadas o individualizadas pueden aumentar la implicación del paciente (Jordan et al., 2010). Respecto a la realización de los ejercicios, en cada sesión de tratamiento a partir de la segunda, el paciente informaba acerca del cumplimiento del programa domiciliario de ejercicios prescrito. El 100% de los sujetos informó afirmativamente de su realización.

Finalizado el tratamiento, se le recomendó a los sujetos continuar la realización del programa de ejercicios.

5. Análisis estadístico

El análisis de datos para esta investigación se realizó utilizando el programa Statistical Package for Social Sciences (SPSS), versión 22.0 para Windows, bajo licencia de la Universidad de Murcia.

5.1. Propiedades psicométricas del instrumento S-CMST

Se exponen aquí las propiedades psicométricas incluidas para el estudio de la calidad métrica del CMST en su administración en lengua española, S-CMST. Tales propiedades han sido las siguientes: análisis de los ítems, estudio de la consistencia interna de la prueba, estudio de la reproducibilidad, fiabilidad interobservador e intraobservador y validez de criterio, todas ellas siguiendo el esquema conceptual y clasificatorio de Terwee et al. (2007).

El análisis de los ítems se ha basado en el estudio de su homogeneidad; con ella se trata de determinar el grado de contribución del ítem al conjunto del test, evaluando el grado de asociación entre cada ítem y la puntuación total en la prueba. La consistencia interna de la escala determina el grado de cohesión de los ítems y sirve como indicador de la precisión global de la prueba; se calcula mediante el coeficiente α de Cronbach. El estudio de la reproducibilidad se refiere a la comprobación del grado en que mediciones repetidas (test-retest), en personas estables, producen resultados similares. El análisis de la reproducibilidad puede dividirse en dos partes, el análisis del grado de acuerdo (agreement) y el de fiabilidad (reliability). Con el primero se busca conocer cuando la escala refleja que se producen cambios clínicamente importantes más

allá del (inevitable) error de medida; se obtiene calculando el cambio más pequeño detectable, CPD (Smallest Detectable Change, SDC); la fórmula para su obtención es $CPD = Z_{1-\alpha/2} \cdot \sqrt{2} \cdot ETM$, (donde ETM es el error típico de medida). Con la segunda se desea establecer la capacidad que posee el instrumento de poder distinguir entre personas; debe ser alta para que la prueba sea capaz de discriminar. Se obtiene con el coeficiente de correlación intraclase (CCI), en concreto con el CCI referido al grado acuerdo para diseños de dos efectos aleatorios, $CCI_{acuerdo}$ ($ICC_{agreement}$). Se analizó también la fiabilidad interobservador e intraobservador; para ello se seleccionó una muestra de participantes que fueron evaluados en dos ocasiones por dos jueces de forma independiente (fiabilidad interobservador), uno de ellos el autor, y una segunda muestra fue evaluada en dos ocasiones por el mismo juez, también el autor en un breve periodo de tiempo (fiabilidad intraobservador); ambas estimaciones fueron estimadas mediante el CCI. Por último, la validez de criterio, siguiendo a Terwee et al. (2007), se refiere al grado en que las puntuaciones de la prueba que está siendo estudiada se relaciona con un *gold standard*, es decir con otra prueba que es considerada como un *estándar de oro*; se pretende aportar evidencias de que el rasgo que se mide es tal rasgo, aportando para ello la prueba de su relación con otra escala que es considerada previamente como referencia adecuada (el estándar de oro). Cuando no existe una prueba de estas características obliga a utilizar una escala de referencia suficientemente contrastada; en nuestro caso esta escala de referencia es el Spanish Shoulder Disability Questionnaire (S-SDQ). La estimación de la validez de criterio se basa

en el cálculo del coeficiente de correlación entre la escala y el criterio externo a ella previamente validado.

5.2. Análisis de datos del estudio sobre la eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso

Las pruebas estadísticas utilizadas han sido las correspondientes al diseño utilizado y su estructura. Para la comparación de dos grupos independientes con variable de resultado cuantitativa (como en la comparación de los dos grupos experimentales de tratamiento) se ha utilizado la prueba t de Student. Para la comparación de más de dos grupos relacionados con variable de resultado cuantitativa (como en el estudio de la evolución en los tres o cuatro momentos de registro y seguimiento de los participantes) se ha empleado la prueba F de ANOVA con medidas repetidas; en esta prueba se emplearon, cuando procedía, las comparaciones post hoc a posteriori ajustadas por la corrección de Bonferroni. Para la comparación de dos grupos independientes con variable de resultado categórica (como en la comparación del consumo de medicamentos en los dos grupos experimentales de tratamiento) se ha utilizado la prueba Chi cuadrado, χ^2 de Pearson. Y para la comparación de más de dos grupos relacionados con variable de resultado dicotómica (como en el estudio de la evolución en los momentos de registro y seguimiento de la toma de

medicamentos) se ha empleado la prueba Q de Friedman para medidas repetidas. En todos los casos se utilizó el nivel de significación del 5%.

Para las pruebas paramétricas, el estudio de la significación estadística se acompañó con los intervalos de confianza, también al nivel de significación del 5%, y de la estimación del tamaño del efecto de acuerdo con la d de Cohen (1988) para dos medias:

$$d = \frac{\bar{Y}_1 - \bar{Y}_2}{\hat{\sigma}_Y}$$

donde $\hat{\sigma}_Y = [(n_1 - 1)S_{Y1}^2 + (n_2 - 1)S_{Y2}^2]/[n_1 + n_2 - 2]$. Para esta estimación del tamaño del efecto, Cohen (1988) propuso que la valoración fuera la siguiente. Se considera un tamaño bajo si d se encuentra en torno a 0.2, medio si de se sitúa en torno a 0,5, y alto si se encuentra en torno a 0.8. Para análisis con más de dos medias, el tamaño del efecto fue estimado con el estadístico w^2 de Hays:

$$w^2 = \frac{(J-1)(MC_A - MC_{AxS})}{(J-1)MC_A + (Jn - J + 1)MC_{AxS})}$$

siendo J el número de grupos, n el tamaño por grupo, MC_A la media cuadrática de la variable independiente, y MC_{AxS} la media cuadrática residual. Para este estadístico, Cohen propuso la siguiente valoración: considerar que el efecto tiene un tamaño pequeño si w^2 se encuentra en torno a 0.01, medio si w^2 se encuentra alrededor de 0.06, y alto si está alrededor de 0.14 (Cohen, 1988).

6. Resultados

Descripción de la muestra

La muestra utilizada está formada por 60 participantes, 34 mujeres (56.7%) y 26 hombres (43.3%), divididos asignados por igual a los dos grupos experimentales. La composición según el sexo en cada grupo es la siguiente:

			GRUPO		
			Mc Connell	Kinesio	Total
SEXO	Hombre	Count	12	14	26
		% within GRUPO	40,0%	46,7%	43,3%
	Mujer	Count	18	16	34
		% within GRUPO	60,0%	53,3%	56,7%
Total		Count	30	30	60
		% within GRUPO	100,0%	100,0%	100,0%

Tabla 4. Estadísticos descriptivos de la muestra en cuanto a sexo y grupo.

No se observaron diferencias estadísticamente significativas en la composición de los grupos experimentales por sexo, $\chi^2(1) = 0.271$, $p > .05$.

El rango de edad de los 60 participantes ha estado entre los 21 y 77 años con una media de 50.1 años (DT = 15.28). Por sexo, el rango de edad de los hombres ha estado entre los 21 y los 76 años con una media de 40.03 años (DT = 16,49), y para las mujeres, el rango ha estado entre los 28 y 77 años con una media de 52.35 años (DT = 14.01). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las medias de edad de mujeres y hombres, $t(58) = 1.34$, $p > .05$, IC(95%) = (-2.60, 13.23).

Los participantes fueron evaluados según la patología que presentaban y se encuadraron en tres grupos de diagnóstico: inestabilidad glenohumeral, impingement subacromial con o sin inestabilidad glenohumeral, o rotura parcial

del manguito rotador. La composición según el grupo experimental de los diagnósticos es la siguiente:

			DIAGNOSTICO			
			Inestabilidad	Impingement	Rotura parcial	Total
GRUPO	McConnell	Count	10	14	6	30
		% within DIAGNOSTICO	47,6%	51,9%	50,0%	50,0%
	Kinesio	Count	11	13	6	30
		% within DIAGNOSTICO	52,4%	48,1%	50,0%	50,0%
Total		Count	21	27	12	60
		% within DIAGNOSTICO	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Tabla 5. Estadísticos descriptivos de la muestra en cuanto a grupo y diagnóstico.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la composición de los grupos experimentales según el diagnóstico, $\chi^2(1) = 0.085$, $p > .05$.

Ninguno de los pacientes del estudio presentó complicaciones en el curso de la investigación.

6.1. Resultados de la adaptación transcultural del CMST para la población española

Consistencia del instrumento

El coeficiente α de Cronbach de la escala S-CMST ha dado un valor de 0.865, IC(95%) = (0.807, 0.910). Este valor, superior a 0.75, está dentro del rango aceptado como adecuado para aceptarlo como indicador de la consistencia de la medida que ofrece esta prueba.

Homogeneidad de los ítems

En la Tabla 6 se presenta el resultado del análisis de la homogeneidad de los ítems individuales. Este análisis se basa en estudiar la contribución de cada ítem al global de la prueba y, además, comprobar cómo varía las propiedades de la prueba en el caso de eliminar el ítem, que supone una segunda forma de evaluar la relevancia del ítem. La primera columna recoge el nombre del ítem. En la segunda columna se presenta la puntuación media de la escala eliminando el ítem y en la tercera la varianza en la misma situación; recordemos que la media y varianza totales (con todos los ítems) han sido de $\overline{X} = 39.99$ y $S_X^2 = 217.26$. Como se aprecia, la eliminación de cualquier ítem afecta de forma importante al valor de estos estadísticos descriptivos totales. Esta circunstancia puede venir debida al hecho de que al ser pocos ítems cualquiera de ellos tiene una contribución bruta importante a la escala. En la cuarta columna se informa de la correlación corregida entre el ítem y el test; la correlación corregida indica la correlación del ítem con el test eliminado de este el ítem en cuestión, eliminando así la sobreestimación de tal correlación. Y en la quinta y última columna se presenta el coeficiente de consistencia interna α de Cronbach en el supuesto de que se eliminara de la escala el ítem en cuestión (quedando, por tanto, el test con 9 elementos, en lugar de los 10 iniciales).

	Media de la escala si se elimina el elemento	Varianza de la escala si se elimina el elemento	Correlación elemento-total corregida	Alfa de Cronbach si se eleimina el elemento
1. DOL: Dolor subjetivo en hombro	34,65	184,327	,407	,867
2.AVD: Despertarse de noche por el hombro	39,39	204,407	,608	,862
3.AVD: Límitación act. nornal	38,34	195,706	,764	,853
4.AVD: Limitación act. deportiva	37,81	209,512	,101	,881
5.AVD: Altura elevación brazo	32,43	175,701	,765	,839
6.MOV: Flexión	33,59	165,439	,804	,832
7.MOV: Abducción	34,39	162,276	,792	,832
8.MOV: Rotación externa	36,43	147,704	,789	,832
9.MOV: Rotación interna	36,39	180,214	,567	,852
10.RES: Abducción en plano escapular	36,51	162,174	,608	,852

Tabla 6. Análisis de la homogeneidad de los ítems del instrumento S-CMST.

Se observa que el ítem 4 (¿Cuánto está limitada su actividad deportiva normal por el dolor de su hombro?) es el único cuya homogeneidad con la escala es muy baja. Su contribución es prácticamente inexistente (r = 0.101) por lo que junto con el hecho de que si elimina de la escala la consistencia de los nueve ítems restantes no sólo no disminuye sino que aumenta ligeramente (α = 0.881) debe ser considerada la posibilidad de eliminarlo (al menos para poblaciones no deportistas). En cualquier caso, en este trabajo lo hemos dejado para los análisis estadísticos posteriores con fines comparativos.

Acuerdo

La estimación del cambio más pequeño detectable, CPD, como estimación del grado de acuerdo (agreement) ha sido de $\mathrm{CPD} = \mathrm{Z}_{1-\alpha/2} \cdot \sqrt{2} \cdot \mathrm{ETM} = 1{,}96 \cdot \sqrt{2} \cdot 5.41 = 15.01$. Así, podemos estimar que es necesario una variación de al menos 15 puntos brutos para que podamos afirmar, con una

seguridad del 95%, que se ha producido un cambio significativo en la situación de la persona en la escala S-CMST. Este valor está en consonancia con el obtenido en otros estudio como el de Moeller et al. (2014).

Fiabilidad

El grado de fiabilidad del S-CMST fue calculado mediante el coeficiente de correlación intraclase como acuerdo, dando un valor de $CCI_{acuerdo}$ = 0.708, IC(95%) = (0.516, 0.825). Aunque este valor no es muy alto, puede aceptarse como un grado suficiente de precisión para diferenciar entre personas. Este valor aumentaría ligeramente, hasta el valor 0.740, si eliminásemos el ítem 4 de la escala.

Fiabilidad interobservador

Para determinar el grado de homogeneidad en el uso valorativo del instrumento por diferentes evaluadores, se llevó a cabo una administración por dos jueces independientes y entrenados en el uso del test, a una muestra de 24 personas en el momento Pre (evaluación inicial, E_0). Se calculó el $CCI_{consistencia}$ para un diseño de dos factores aleatorios, dando como resultado $CCI_{consistencia}$ = 0.995, IC(95%) = (0.988, 0.998). Este resultado evidencia que, cuando los usuarios de la prueba están entrenados, los resultados evaluativos que se obtiene son muy similares.

Fiabilidad intraobservador

Para la obtención de la fiabilidad intraobservador, el instrumento volvió a ser administrado a una muestra de 12 pacientes por el mismo evaluador (el autor). Se calculó mediante el coeficiente de correlación intraclase, $CCI_{consistencia}$ para un diseño de efectos aleatorios en el momento Pre (E_0), dando un valor de $CCI_{consistencia}$ = 0.998, IC(95%) = (0.991, 0.999). Este valor viene a apoyar la conclusión obtenida con la fiabilidad interobservador: cuando el evaluador está entrenado, la precisión y similitud de los resultados son muy elevados.

Validez de criterio

Con el estudio de la validez de criterio, como hemos dicho, se pretende establecer el grado en que el rasgo o constructo que está siendo medido (en nuestro caso, como sabemos, la funcionalidad del hombro) es realmente el definido o propuesto. Un procedimiento habitual para comprobarlo consiste en determinar el grado de no similitud que presenta con un estándar de oro, o en su defecto con una prueba suficientemente contrastada para valorar el mismo o similar rasgo o funcionalidad. Como dijimos, hemos empleado el S-SDQ para evaluar la asociación con nuestra escala. Los resultados se presentan en la Tabla 7.

Correlations

		PRESSDQ	PRECMST
PRESSDQ	Pearson Correlation	1	-,683**
	Sig. (2-tailed)		,000
	N	60	60
PRECMST	Pearson Correlation	-,683**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	
	N	60	60

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Tabla 7. Coeficiente de correlación entre el S-CMST y el S-SDQ.

Se aprecia en la Tabla 7 que existe una correlación de naturaleza inversa y de magnitud media-alta entre el S-CMST y S-SDQ. Este valor pone de manifiesto que existe una asociación inversa estadísticamente significativa ($r = -0.683$, $p < 0.05$) entre ambas pruebas, lo que aporta una evidencia de validez de criterio a la S-CMST con la escala S-SDQ. El grado moderado-alto obtenido de asociación inversa entre ambas resulta un valor muy adecuado por cuanto evidencia que casi el 50% ($r^2 = 0.481$) de la variabilidad en los resultados es común entre ambas escalas.

6.2. Resultados del estudio de la eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso

Variable de resultado: S-CMST

A. Comparación entre grupos

A.1. S-CMST Momento: Pre (E_0)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PRECMST	McCONNEL	30	41,3807	13,93449	2,54408
	KINESIO	30	38,2387	16,08723	2,93711

Tabla 8. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_0.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable en el momento Pre, t(58) = 0.81, p > .05, IC(95%) = (-4.63; 10.92), con un tamaño del efecto muy bajo, d = 0.21.

A.2. S-CMST Momento: Post (E_2)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
POSTCMST	McCONNEL	30	81,3930	4,14937	,75757
	KINESIO	30	80,6747	6,45747	1,17897

Tabla 9. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_2.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable en el momento Post, t(58) = 0.47, p > .05, IC(95%) = (-2.14; 3.46), con un tamaño del efecto muy bajo, d = 0.12.

B. Comparación entre momentos

B.1. S-CMST GTE1 (McConnell Taping)

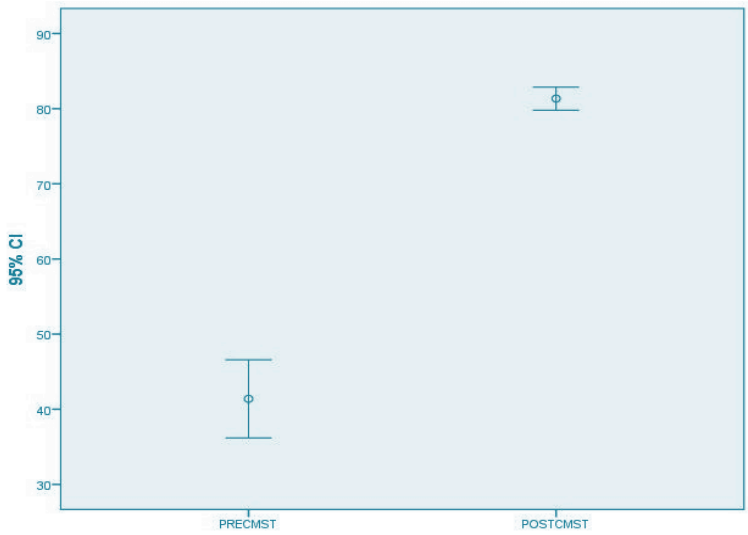

Figura 13. Puntuación del GTE1 en S-CMST en E_0 y E_2.

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	PRECMST	41,3807	30	13,93449	2,54408
	POSTCMST	81,3330	30	4,14937	,75757

Tabla 10. Puntuación del GTE1 en S-CMST en E_0 y E_2.

Se aprecian diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos momentos de esta variable para el tratamiento McConnell Taping, $t(29) = -14.59$, $p < .05$, IC(95%) = (-45.35; -34.58), con un tamaño del efecto muy alto, $d = 2.66$.

B.2. S-CMST GTE2 (Kinesio Taping®)

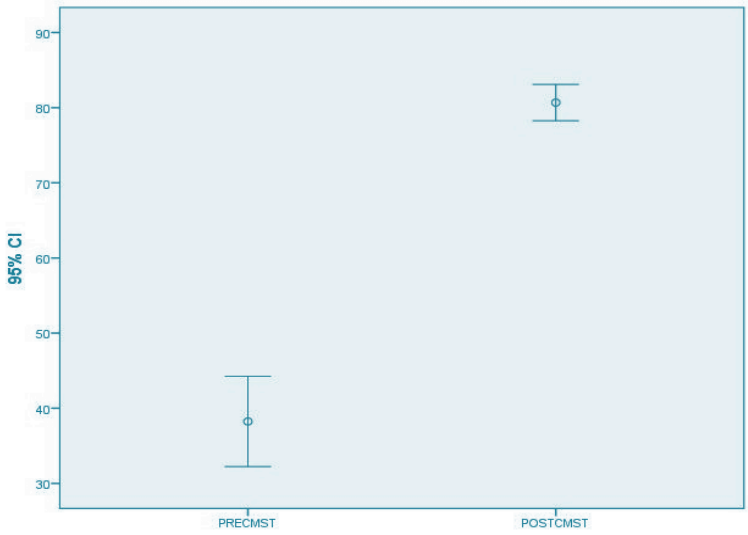

Figura 14. Puntuación del GTE2 en S-CMST en E_0 y E_2.

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	PRECMST	38,2387	30	16,08723	2,93711
	POSTCMST	80,6747	30	6,45747	1,17897

Tabla 11. Puntuación del GTE2 en S-CMST en E_0 y E_2.

Se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos momentos de esta variable para el tratamiento Kinesio Taping®, $t(29) = 15.59$, $p < .05$, IC(95%) = (-47.88; -36.98), con un tamaño del efecto muy alto, $d = 2.91$.

Variable de resultado: S-SDQ

A. Comparación entre grupos

A.1. S-SDQ Momento: Pre (E_0)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PRESSDQ	McCONNEL	30	77,4937	16,44815	3,00301
	KINESIO	30	80,1383	13,34157	2,43583

Tabla 12. Puntuación de ambos grupos en S-SDQ en E_0.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Pre, t(58) = -0,669, p > .05, IC(95%) = (-10.44; 5.03), con un tamaño del efecto muy pequeño, d = 0.18.

A.2. S-SDQ Momento: Post (E_2)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
POSTSSDQ	McCONNEL	30	,4647	1,77843	,32469
	KINESIO	30	1,5610	5,19161	,94785

Tabla 13. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_2.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Post, t(58) = -1,09, p > .05, IC(95%) = (-3.10; 0.90), con un tamaño del efecto pequeño, d = 0.28.

A.3. S-SDQ Momento: Seguimiento tres meses (E_3)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
SEGUISDQ_3M	McCONNEL	30	,0000	,00000	,00000
	KINESIO	30	,2380	1,30358	,23800

Tabla 14. Puntuación de ambos grupos en S-CMST en E_3.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento de Seguimiento, t(58) = -1,00, p > .05, IC(95%) = (-0.71; 0.23), con un tamaño del efecto pequeño, d = 0.26.

B. Comparación entre momentos

B.1. S-SDQ GTE 1 (McConnell Taping)

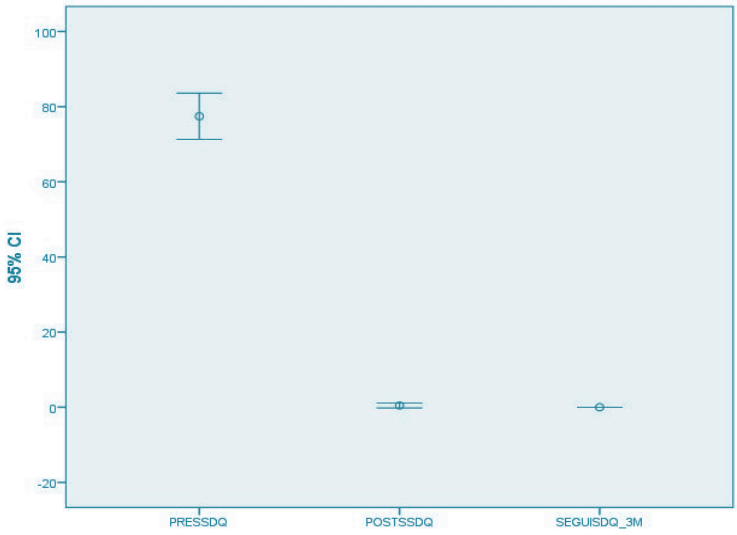

Figura 15. Puntuación del GTE1 en S-SDQ en E_0, E_2 y E_3.

	Mean	Std. Deviation	N
PRESSDQ	77,4337	16,44815	30
POSTSSDQ	,4647	1,77643	30
SEGUISDQ_3M	,0000	,00000	30

Tabla 15. Puntuación del GTE1 en S-SDQ en E_0, E_2, E_3.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 675.3$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.98$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (69.5, 84.3) y Pre con Seguimiento, $p < .05$, IC(95%) = (69.8, 85.0).

B.2. S-SDQ GTE2 (Kinesio Taping®)

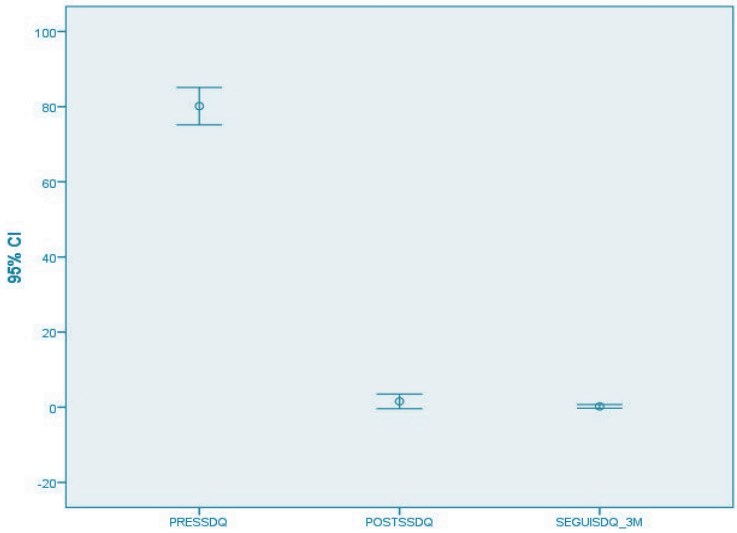

Figura 16. Puntuación del GTE2 en S-SDQ en E_0, E_2 y E_3.

	Mean	Std. Deviation	N
PRESSDQ	80,1383	13,34157	30
POSTSSDQ	1,5610	5,19161	30
SEGUISDQ_3M	,2380	1,30958	30

Tabla 16. Puntuación del GTE2 en S-SDQ en E_0, E_2, E_3.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 993.71$, $p < .05$, con un

tamaño de efecto grande $w^2 = 0.99$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (72.17, 84.9) y Pre con Seguimiento, $p < .05$, IC(95%) = (73.85, 85.94).

Variable de resultado: EVA

A. Comparación entre grupos

A.1. EVA Momento: Pre (E_0)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PREEVA	McCONNEL	30	6,9993	1,06529	,19449
	KINESIO	30	6,6677	1,42480	,26013

Tabla 17. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_0.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Pre, $t(58) = 1.021$, $p > .05$, IC(95%) = (-0.31; 0.98), con un tamaño del efecto muy pequeño, $d = 0.16$.

A.2. EVA Momento: Tras finalizar primera sesión (E_1)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
TRASEVA_1S	McCONNEL	30	2,7617	1,09762	,20040
	KINESIO	30	3,2850	1,78447	,32580

Tabla 18. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_1.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento

correspondiente a la Finalización, t(58) = -1.36, p > .05, IC(95%) = (-1.28; 0.24), con un tamaño del efecto pequeño, d = 0.35.

A.3. EVA Momento: Post (E_2)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
POSTEVA	McCONNEL	30	,1050	,19536	,03567
	KINESIO	30	,3017	,44499	,08124

Tabla 19. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_2.

Aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Post, t(58) = -2.21, p < .05, IC(95%) = (-0.37; 0.01), con un tamaño del efecto pequeño, d = 0.57. Este resultado puede ser no relevante debido al azar, dado que la tendencia en los sucesivos momentos de medición es la de falta de diferencias significativas e importantes.

A.4. EVA Momento: Seguimiento tres meses (E_3)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
SEGUIEVA_3M	McCONNEL	30	,000	,0000	,0000
	KINESIO	30	,033	,1269	,0232

Tabla 20. Puntuación de ambos grupos en EVA en E_3.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento correspondiente a la Finalización, t(58) = -1.43, p > .05, IC(95%) = (-0.07; 0.01), sin tamaño del efecto pequeño, d = 0.33.

B. Comparación entre momentos

B.1. EVA GTE1 (McConnell Taping)

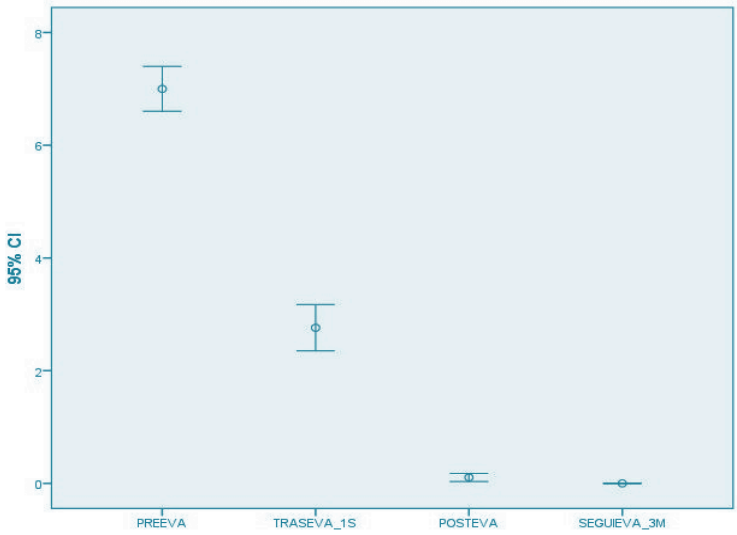

Figura 17. Puntuación del GTE1 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3

	Mean	Std. Deviation	N
PREEVA	6,9993	1,06529	30
TRASEVA_1S	2,7617	1,09762	30
POSTEVA	,1050	,19536	30
SEGUIEVA_3M	,000	,0000	30

Tabla 21. Puntuación del GTE1 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los cuatro momentos de esta variable, $F(2, 58) = 637.4$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 1.01$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (3.58, 4,88), Pre con Post , $p < .05$, IC(95%) = (6.35, 7.43) y Pre con Seguimiento, $p < .05$, IC(95%) = (6.44, 7.55); Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (2.13, 3.17) y Finalización con Seguimiento , $p < .05$, IC(95%) = (2.19, 3.32).

B.2. EVA GTE2 (Kinesio Taping®)

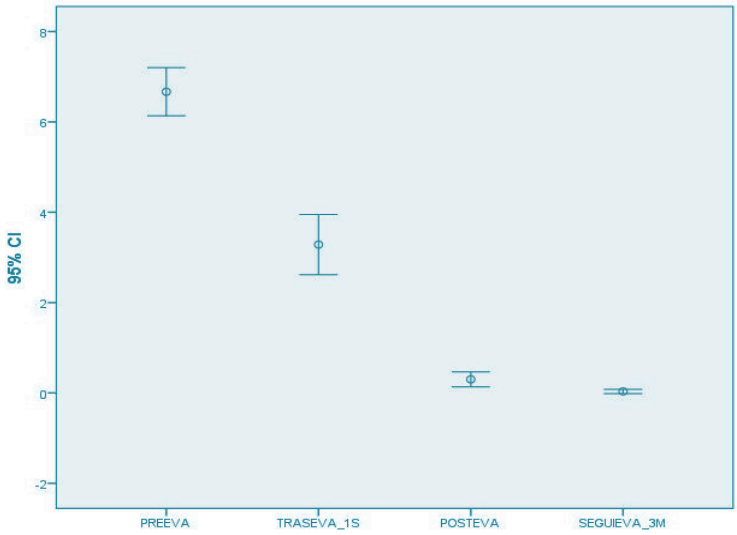

Figura 18. Puntuación del GTE2 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
PREEVA	6,6677	1,42480	30
TRASEVA_1S	3,2850	1,78447	30
POSTEVA	,3017	,44499	30
SEGUIEVA_3M	,033	,1269	30

Tabla 22. Puntuación del GTE2 en EVA en E_0, E_1, E_2 y E_3

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los cuatro momentos de esta variable, $F(2, 58) = 311.9$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.96$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (2.71, 4.05), Pre con Post , $p < .05$, IC(95%) = (5.68, 7.04) y Pre con Seguimiento, $p < .05$, IC(95%) = (5.91, 7.36); Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (2.18, 3.78) y Finalización con Seguimiento , $p < .05$, IC(95%) = (2.33, 4.16).

Variable de resultado: UDP

A. Comparación entre grupos

A.1. UDP Momento: Pre (E_0)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PREUDP	McCONNEL	30	,9200	,49508	,09039
	KINESIO	30	,9083	,48567	,08867

Tabla 23. Puntuación de ambos grupos en UDP en E_0.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Pre, t(58) = 0.09, p > .05, IC(95%) = (-0.24; 0.26), con un tamaño del efecto inexistente, d = 0.02.

A.2. UDP Momento: Tras finalizar primera sesión (E_1)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
TRASUDP_1S	McCONNEL	30	1,7067	,55581	,10148
	KINESIO	30	1,5933	,52370	,09561

Tabla 24. Puntuación de ambos grupos en UDP en E_1.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento de Finalización, t(58) = 0.81, p > .05, IC(95%) = (-0.16; 0.39), con un tamaño del efecto pequeño, d = 0.22.

A.3. UDP Momento: Post (E_2)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
POSTUDP	McCONNEL	30	2,7767	,49458	,09030
	KINESIO	30	2,6583	,80559	,14708

Tabla 25. Puntuación de ambos grupos en UDP en E_2.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Post, t(58) = 0.69, p>.05, IC(95%)=(-0.22; 0.46), con un tamaño del efecto pequeño, d=0.18.

B. Comparación entre momentos

B.1. UDP GTE1 (McConnell Taping)

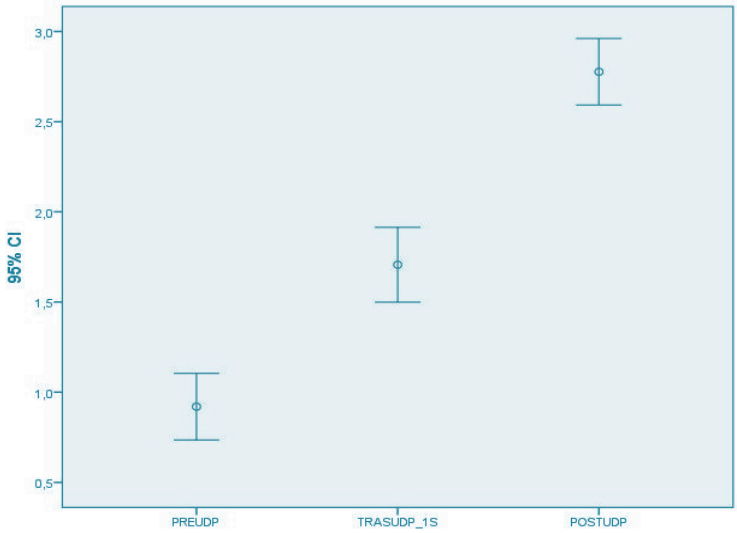

Figura 19. Puntuación del GTE1 en UDP en E_0, E_1, E_2.

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
PREUDP	,9200	,49508	30
TRASUDP_1S	1,7067	,55581	30
POSTUDP	2,7767	,49458	30

Tabla 26. Puntuación del GTE1 en UDP en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 196.8$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.94$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (-0.98, -0.58), Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-2.13, -1.58); y Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-1.31, -0.83).

B.2. UDP GTE2 (Kinesio Taping®)

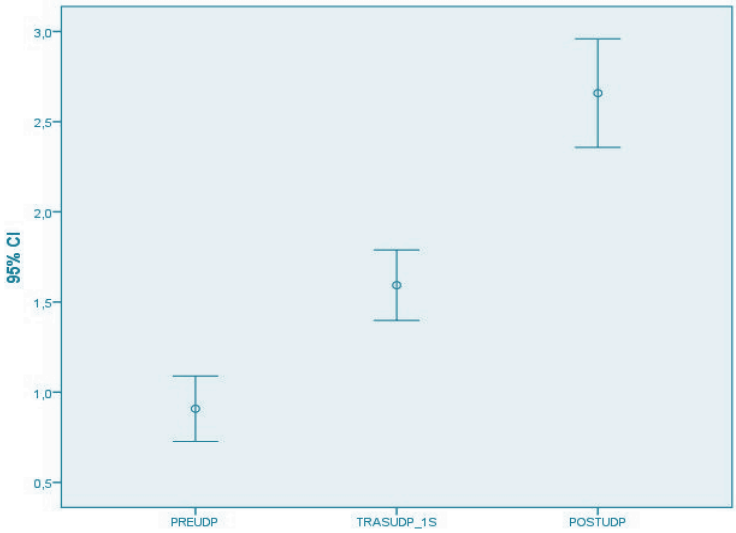

Figura 20. Puntuación del GTE2 en UDP en E_0, E_1, E_2.

	Mean	Std. Deviation	N
PREUDP	,9083	,48567	30
TRASUDP_1S	1,5933	,52370	30
POSTUDP	2,6583	,80559	30

Tabla 27. Puntuación del GTE2 en UDP en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 157.6$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.93$. Las comparaciones post hoc, indican que tales

diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, p < .05, IC(95%) = (-0.84, -0.52), Pre con Post, p < .05, IC(95%) = (-2.07, -1.42); y Finalización con Post, p < .05, IC(95%) = (-1.30, -0.82).

Variable de resultado: PRA – mano hombro contrario (mhc)

A. Comparación entre grupos

A.1. PRA – mhc Momento: Pre (E_0)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PREPRA_M_H_C	McCONNEL	30	2,27	1,048	,191
	KINESIO	30	2,33	1,322	,241

Tabla 28. Puntuación de ambos grupos en PRA – mhc en E_0.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Pre, t(58) = -0.21, p > .05, IC(95%) = (-0.68; 0.55), con un tamaño del efecto inexistente, d = 0.06.

A.2. PRA – mhc Momento: Tras finalizar primera sesión (E_1)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
TRASPRA_M_H_C_1S	McCONNEL	30	4,07	,365	,067
	KINESIO	30	4,07	,740	,135

Tabla 29. Puntuación de ambos grupos en PRA – mhc en E_1.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Finalización,

t(58) = 0.00, p > .05, IC(95%) = (-0.30; 0.30), con un tamaño del efecto inexistente, d = 0.00.

A.3. PRA – mhc Momento: Post (E_2)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
POSTPRA_M_H_C	McCONNEL	30	4,57	,504	,092
	KINESIO	30	4,60	,498	,091

Tabla 30. Puntuación de ambos grupos en PRA – mhc en E_2.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Post, t(58) = -0.25, p > .05, IC(95%) = (-0.29; 0.22), con un tamaño del efecto inexistente, d = 0.07.

B. Comparación entre momentos

B.1. PRA – mhc GTE1 (McConnell Taping)

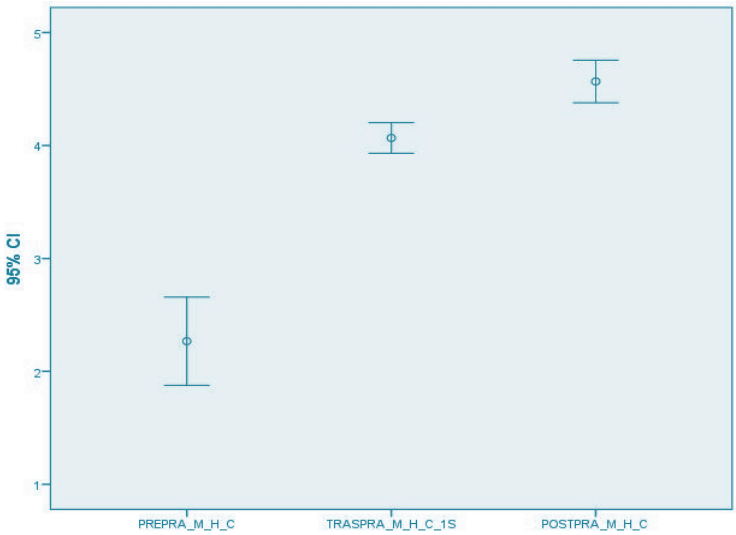

Figura 21. Puntuación del GTE1 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2.

	Mean	Std. Deviation	N
PREPRA_M_H_C	2,27	1,048	30
TRASPRA_M_H_C_1S	4,07	,365	30
POSTPRA_M_H_C	4,57	,504	30

Tabla 31. Puntuación del GTE1 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 82.4$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.88$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (-2.26, -1.33), Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-2.93, -1.66); y Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-0.76, -0.23).

B.2. PRA – mhc GTE2 (Kinesio Taping®)

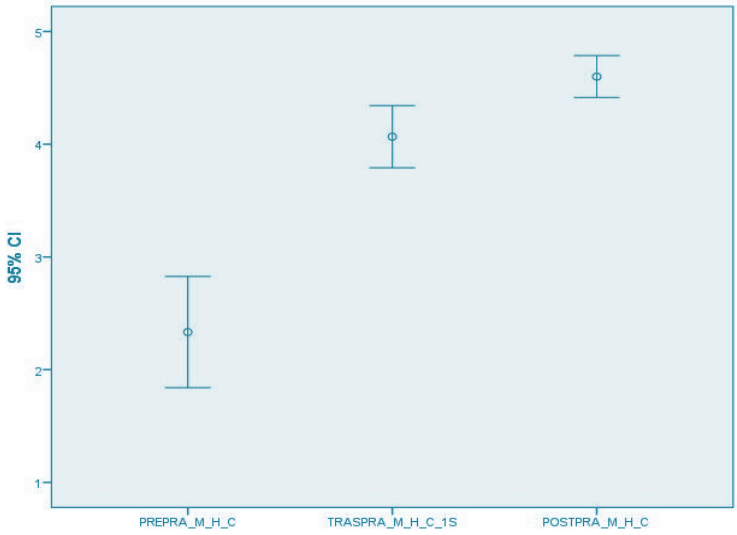

Figura 22. Puntuación del GTE2 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2.

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
PREPRA_M_H_C	2,39	1,322	30
TRASPRA_M_H_C_1S	4,07	,740	30
POSTPRA_M_H_C	4,60	,498	30

Tabla 32. Puntuación del GTE2 en PRA – mhc en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 77.01$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.87$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (-2.20, -1.26), Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-2.87, -1.65); y Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-0.87, -0.19).

Variable de resultado: PRA – mano nuca (mn)

A. Comparación entre grupos

A.1. PRA – mn Momento: Pre (E_0)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PREPRA_M_N	McCONNEL	30	2,40	,855	,156
	KINESIO	30	2,00	,947	,173

Tabla 33. Puntuación de ambos grupos en PRA – mn en E_0.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Pre, $t(58) = -0.71$, $p > .05$, IC(95%) = (-0.06; 0.86), con un tamaño del efecto medio, $d = 0.44$.

A.2. PRA – mn Momento: Tras finalizar primera sesión (E_1)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
TRASPRA_M_N_1S	McCONNEL	30	4,03	,490	,089
	KINESIO	30	3,97	,809	,148

Tabla 34. Puntuación de ambos grupos en PRA – mn en E_1.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Finalización, t(58) = -0.38, p > .05, IC(95%) = (-0.27; 0.41), con un tamaño del efecto pequeño, d = 0.11.

A3. PRA – mn Momento: Post (E_2)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
POSTPRA_M_N	McCONNEL	30	4,57	,504	,092
	KINESIO	30	4,60	,498	,091

Tabla 35. Puntuación de ambos grupos en PRA – mn en E_2.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Post, t(58) = -0.25, p > .05, IC(95%) = (-0.29; 0.22), con un tamaño del efecto inexistente, d = 0.07.

B. Comparación entre momentos

B.1. PRA – mn GTE1 (McConnell Taping)

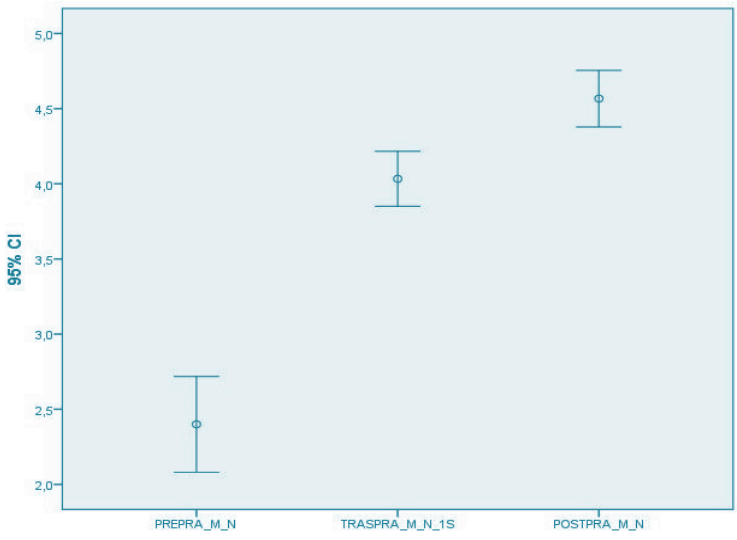

Figura 23. Puntuación del GTE1 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2.

	Mean	Std. Deviation	N
PREPRA_M_N	2,40	,855	30
TRASPRA_M_N_1S	4,03	,490	30
POSTPRA_M_N	4,57	,504	30

Tabla 36. Puntuación del GTE1 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 113.5$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.91$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (-1.98, -1.27), Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-2.65, -1.67); y Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-0.79, -0.26).

B.2. PRA – mn GTE2 (Kinesio Taping®)

Figura 24. Puntuación del GTE2 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2.

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
PREPRA_M_N	2,00	,947	30
TRASPRA_M_N_1S	3,97	,809	30
POSTPRA_M_N	4,60	,498	30

Tabla 37. Puntuación del GTE2 en PRA – mn en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 142.9$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.93$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (-2.34, -1.59), Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-3.08, -2.11); y Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-0.98, -0.27).

Variable de resultado: PRA – mano espalda (me)

A. Comparación entre grupos

A.1. PRA – me Momento: Pre (E_0)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
PREPRA_M_E	McCONNEL	30	2,03	,928	,169
	KINESIO	30	1,67	1,061	,194

Tabla 38. Puntuación de ambos grupos en PRA – me en E_0.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Pre, $t(58) = -1.42$, $p > .05$, IC(95%) = (-0.14; 0.88), con un tamaño del efecto medio, $d = 0.36$.

A.2. PRA – me Momento: Tras finalizar primera sesión (E_1)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
TRASPRA_M_E_1S	McCONNEL	30	3,97	,615	,112
	KINESIO	30	3,73	1,048	,191

Tabla 39. Puntuación de ambos grupos en PRA – me en E_1.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Finalización, t(58)=1.05, p>.05, IC(95%)=(-2.21;0.67), con un tamaño del efecto bajo, d=0.21.

A3. PRA – me Momento: Post (E_2)

	GRUPO	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
POSTPRA_M_E	McCONNEL	30	4,53	,507	,093
	KINESIO	30	4,57	,568	,104

Tabla 40. Puntuación de ambos grupos en PRA – me en E_2.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los dos grupos de tratamiento en esta variable para el momento Post, t(58) = -0.24, p > .05, IC(95%) = (-0.31; 0.24), con un tamaño del efecto inexistente, d = 0.06.

B. Comparación entre momentos

B.1. PRA – me GTE1 (McConnell Taping)

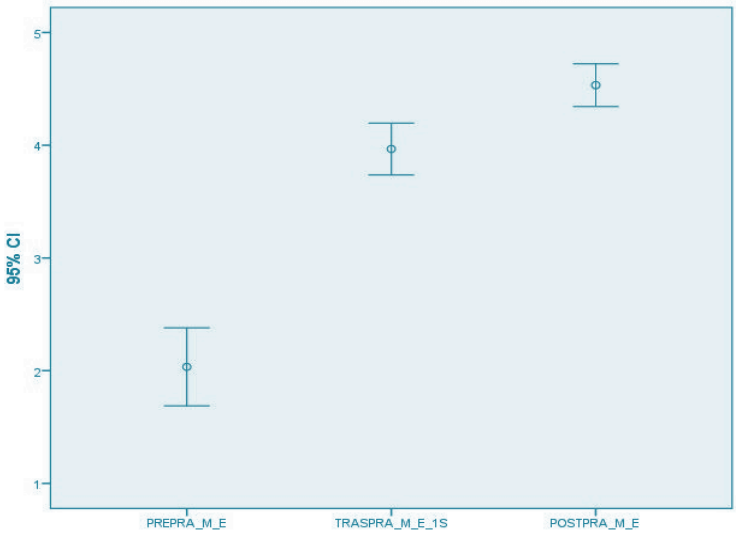

Figura 25. Puntuación del GTE1 en PRA – me en E_0, E_1, E_2.

	Mean	Std. Deviation	N
PREPRA_M_E	2,03	,928	30
TRASPRA_M_E_1S	3,97	,615	30
POSTPRA_M_E	4,53	,507	30

Tabla 41. Puntuación del GTE1 en PRA – me en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 147.6$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.93$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (-2.31, -1.54), Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-2.96, -2.03); y Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-0.85, -0.27).

B.2. PRA – me GTE2 (Kinesio Taping®)

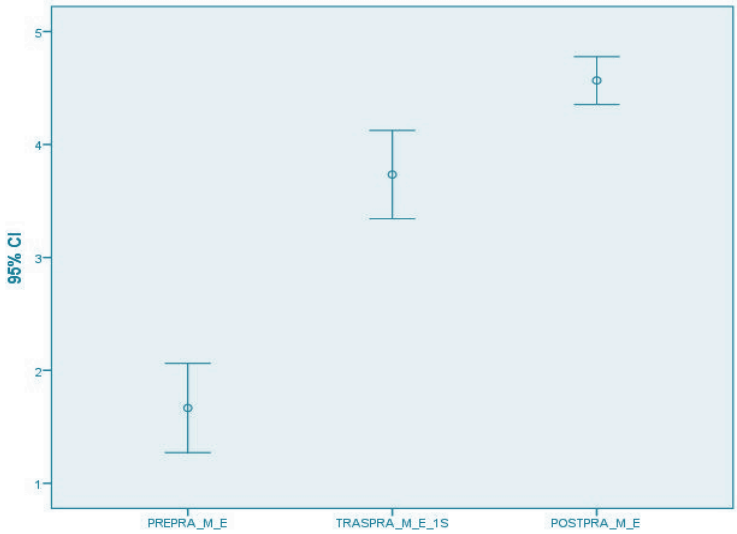

Figura 26. Puntuación del GTE2 en PRA – me en E_0, E_1, E_2.

Descriptive Statistics

	Mean	Std. Deviation	N
PREPRA_M_E	1,67	1,061	30
TRASPRA_M_E_1S	3,73	1,048	30
POSTPRA_M_E	4,57	,568	30

Tabla 42. Puntuación del GTE2 en PRA – me en E_0, E_1, E_2.

Se obtienen diferencias estadísticamente significativas entre las medias de los tres momentos de esta variable, $F(2, 58) = 169.3$, $p < .05$, con un tamaño de efecto grande $w^2 = 0.94$. Las comparaciones post hoc, indican que tales diferencias se encuentran entre las medias de los momentos Pre con Finalización, $p < .05$, IC(95%) = (-2.46, -1.66), Pre con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-3.34, -2.45); y Finalización con Post, $p < .05$, IC(95%) = (-1.22, -0.44).

Variable de resultado: Consumo de medicamentos (CM)

A. Comparación entre grupos

A.1. CM Momento: Pre (E_0)

			PRECMED_TOMA		
			Si	No	Total
GRUPO	McConnell	Count	22	8	30
		% within GRUPO	73,3%	26,7%	100,0%
	Kinesio	Count	24	6	30
		% within GRUPO	80,0%	20,0%	100,0%
Total		Count	46	14	60
		% within GRUPO	76,7%	23,3%	100,0%

Tabla 43. Puntuación de ambos grupos en CM en E_0.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas, $\chi^2(1) = 0.373$, $p > .05$, en la toma de medicamentos en el momento Pre.

A.2. CM Momento: Post (E_2)

			POSTCMED_TOMA		
			Si	No	Total
GRUPO	McConnell	Count	5	25	30
		% within GRUPO	16,7%	83,3%	100,0%
	Kinesio	Count	10	20	30
		% within GRUPO	33,3%	66,7%	100,0%
Total		Count	15	45	60
		% within GRUPO	25,0%	75,0%	100,0%

Tabla 44. Puntuación de ambos grupos en CM en E_2.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas, $\chi^2(1) = 2.22$, $p > .05$, en la toma de medicamentos en el momento Pre.

A3. CM Momento: Seguimiento tres meses (E_3)

			SEGUICMED_TOMA_3M	
			No	Total
GRUPO	McConnell	Count	30	30
		% within GRUPO	100,0%	100,0%
	Kinesio	Count	30	30
		% within GRUPO	100,0%	100,0%
Total		Count	60	60
		% within GRUPO	100,0%	100,0%

Tabla 45. Puntuación de ambos grupos en CM en E_3.

En el Seguimiento, ningún participante declaró tomar medicamentos.

B. Comparación entre momentos

B.1. CM GTE1 (McConnell Taping)

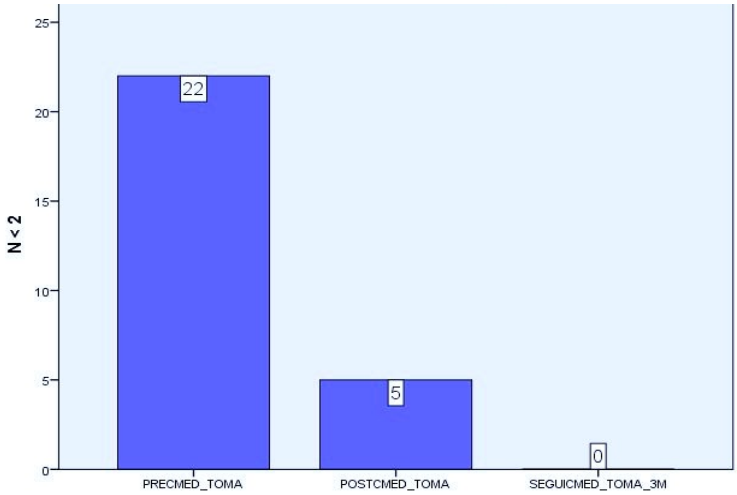

Figura 27. Participantes que consumen medicamentos del GTE1 en E_0, E_2 y E_3.

PRECMED_TOMA

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Si	22	73,3	73,3	73,3
	No	8	26,7	26,7	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

POSTCMED_TOMA

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Si	5	16,7	16,7	16,7
	No	25	83,3	83,3	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

SEGUICMED_TOMA_3M

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	No	30	100,0	100,0	100,0

Tabla 46. Participantes que consumen medicamentos del GTE1 en E_0, E_2 y E_3.

Aparecen diferencias estadísticamente significativas en la toma de medicamentos a lo largo de los tres momentos de observación para este grupo, $Q(2) = 36.2$, $p < .05$.

B.2. CM GTE2 (Kinesio Taping®)

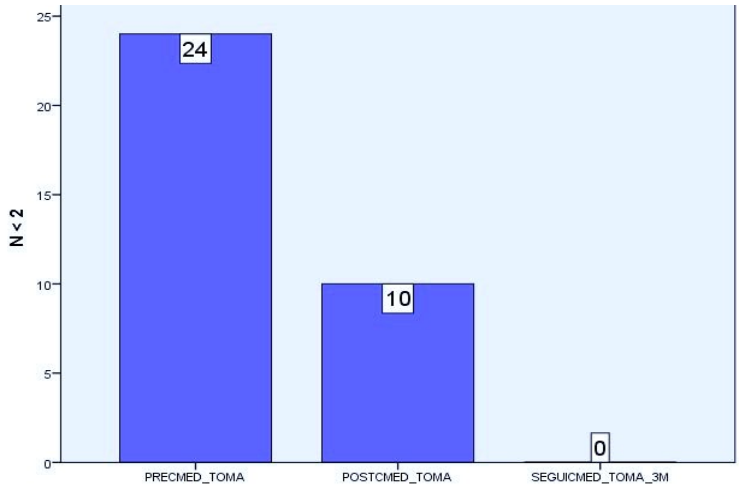

Figura 28. Participantes que consumen medicamentos del GTE2 en E_0, E_2 y E_3.

PRECMED_TOMA

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Si	24	80,0	80,0	80,0
	No	6	20,0	20,0	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

POSTCMED_TOMA

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Si	10	33,3	33,3	33,3
	No	20	66,7	66,7	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

SEGUICMED_TOMA_3M

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	No	30	100,0	100,0	100,0

Tabla 47. Participantes que consumen medicamentos del GTE2 en E_0, E_2 y E_3.

Aparecen diferencias estadísticamente significativas en la toma de medicamentos a lo largo de los tres momentos de observación para este grupo, $Q(2) = 36.3$, $p < .05$.

Variable de resultado: Consumo de medicamentos - cantidad

A. Comparación entre grupos

A.1. CMc Momento: Pre (E_0)

			PRECMED_CANT				
			Nada	1-2 comp./sem.	1-2 comp./2-3 días	1 o más / día	Total
GRUPO	McConnell	Count	8	3	12	7	30
		% within GRUPO	26,7%	10,0%	40,0%	23,3%	100,0%
	Kinesio	Count	6	8	6	10	30
		% within GRUPO	20,0%	26,7%	20,0%	33,3%	100,0%
Total		Count	14	11	18	17	60
		% within GRUPO	23,3%	18,3%	30,0%	28,3%	100,0%

Tabla 48. Participantes de ambos grupos y cantidad de medicamentos que consumen en E_0.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas, $\chi^2(1) = 5.08$, $p > .05$, en la cantidad de toma de medicamentos en el momento Pre entre los dos grupos.

A.2. CMc Momento: Post (E_2)

			POSTCMED_CANT			
			Nada	1-2 comp. /sem.	1-2 comp./2-3 días	Total
GRUPO	McConnell	Count	25	4	1	30
		% within GRUPO	83,3%	13,3%	3,3%	100,0%
	Kinesio	Count	20	9	1	30
		% within GRUPO	66,7%	30,0%	3,3%	100,0%
Total		Count	45	13	2	60
		% within GRUPO	75,0%	21,7%	3,3%	100,0%

Tabla 49. Participantes de ambos grupos y cantidad de medicamentos que consumen en E_2.

No aparecen diferencias estadísticamente significativas, $\chi^2(2) = 2.47$, $p > .05$, en la cantidad de toma de medicamentos en el momento Post entre los dos grupos.

A3. CMc Momento: Seguimiento tres meses (E_3)

			SEGUICMED_CANT_3M	
			Nada	Total
GRUPO	McConnell	Count	30	30
		% within GRUPO	100,0%	100,0%
	Kinesio	Count	30	30
		% within GRUPO	100,0%	100,0%
Total		Count	60	60
		% within GRUPO	100,0%	100,0%

Tabla 50. Participantes de ambos grupos y cantidad de medicamentos que consumen en E_3.

En el Seguimiento, todos los participantes declararon no tomar medicamentos.

B. Comparación entre momentos

B.1. CMc GTE1 (McConnell Taping)

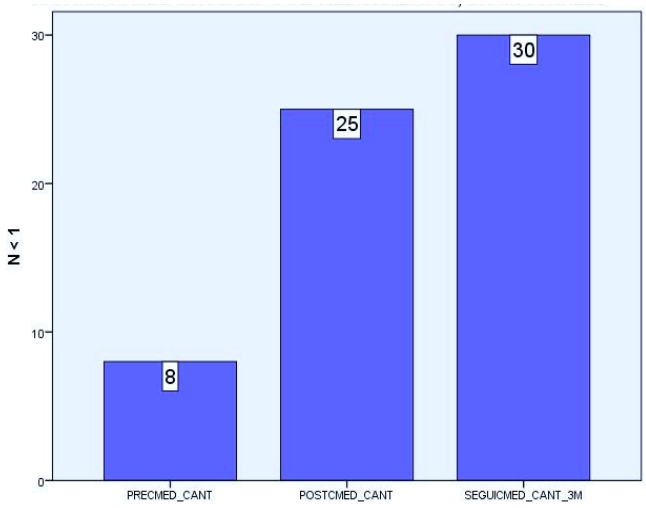

Figura 29. Participantes que no toman medicamentos del GTE1 en E_0, E_2 y E_3.

PRECMED_CANT

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Nada	8	26,7	26,7	26,7
	1-2 comp./sem.	3	10,0	10,0	36,7
	1-2 comp./2-3 días	12	40,0	40,0	76,7
	1 o más / día	7	23,3	23,3	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

POSTCMED_CANT

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Nada	25	83,3	83,3	83,3
	1-2 comp./sem.	4	13,3	13,3	96,7
	1-2 comp./2-3 días	1	3,3	3,3	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

SEGUICMED_CANT_3M

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Nada	30	100,0	100,0	100,0

Tabla 51. Participantes que no toman medicamentos del GTE1 en E_0, E_2 y E_3.

Aparecen diferencias estadísticamente significativas en la cantidad de toma de medicamentos a lo largo de los tres momentos de observación para este grupo, $\chi^2(2) = 41.6$, $p < .05$.

B.2. CMc GTE2 (Kinesio Taping®)

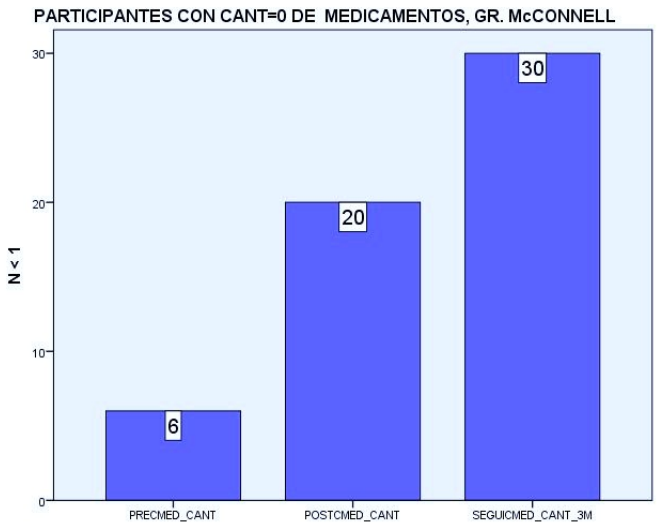

Figura 30. Participantes que no toman medicamentos del GTE2 en E_0, E_2 y E_3.

PRECMED_CANT

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Nada	6	20,0	20,0	20,0
	1-2 comp./sem.	8	26,7	26,7	46,7
	1-2 comp./2-3 días	6	20,0	20,0	66,7
	1 o más / día	10	33,3	33,3	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

POSTCMED_CANT

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Nada	20	66,7	66,7	66,7
	1-2 comp./sem.	9	30,0	30,0	96,7
	1-2 comp./2-3 días	1	3,3	3,3	100,0
	Total	30	100,0	100,0	

SEGUICMED_CANT_3M

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	Nada	30	100,0	100,0	100,0

Tabla 52. Participantes que no toman medicamentos del GTE2 en E_0, E_2 y E_3.

Aparecen diferencias estadísticamente significativas en la cantidad de toma de medicamentos a lo largo de los tres momentos de observación para este grupo, $\chi^2(2) = 42.7$, $p < .05$.

Comparación entre los tres diagnósticos en la puntuación total de S-CMST.

1. S-CMST Momento: Pre (E_0)

Dependent Variable: PRECMST

DIAGNOSTICO	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
			Lower Bound	Upper Bound
Inestabilidad	36,245	3,159	29,920	42,571
Impingement	44,984	2,786	39,405	50,562
Rotura parcial	34,406	4,179	26,038	42,774

Tabla 53. Puntuación en S-CMST según diagnóstico en E_0.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas en la puntuación en S-CMST entre los tres diagnósticos, $F(2, 57) = 3.197$, $p = .05$, con un tamaño del efecto medio-bajo, $w^2 = 0.07$. Este valor de significación límite es poco relevante, lo cual viene apoyado por el pequeño efecto que se produce así como el hecho de que las comparaciones post hoc son todas no significativas.

2. Momento: Post (E_2)

Dependent Variable: POSTCMST

DIAGNOSTICO	Mean	Std. Deviation	N
Inestabilidad	80,2900	5,78344	21
Impingement	82,0463	5,25911	27
Rotura parcial	79,9075	4,97745	12
Total	81,0038	5,39157	60

Tabla 54. Puntuación en S-CMST según diagnóstico en E_2.

No se aprecian diferencias estadísticamente significativas en la puntuación en CMST entre los tres diagnósticos $F(2, 57) = 0.995$, $p = .05$, con un tamaño del efecto nulo $w^2 = 0.002$.

7. Discusión

Adaptación transcultural del CMST para la población española

La realización de este trabajo de tesis ha tenido como objeto la adaptación a la población española del instrumento CMST valorando su validez y fiabilidad; así como determinar la eficacia del tratamiento de terapia manual que incluye movilización torácica analítica, en combinación con McConnell Taping o Kinesio Taping®, junto a un programa domiciliario de ejercicios en pacientes diagnosticados de Síndrome de hombro doloroso. Los resultados se obtienen después de tratar a 60 sujetos, divididos en dos grupos (GTE1 y GTE2), con un seguimiento de tres meses después de la intervención. Hasta ahora ningún trabajo se había centrado en la aplicación de movilización torácica analítica y vendaje funcional para el tratamiento de pacientes con Síndrome de hombro doloroso.

Los problemas de hombro son un importante problema de salud en la mayoría de los países industrializados con una gran incidencia en la población general, siendo una causa notable de discapacidad laboral y costes sanitarios (Luime et al., 2004; Silverstein et al., 2002). La afectación del manguito rotador es la causa más común de dolor de hombro que aparece en la práctica clínica (Rechardt et al., 2010), pudiendo afectarse además por desórdenes articulares como la inestabilidad (Burbank et al., 2008), o por los procesos del envejecimiento.

Se hace necesaria la existencia de instrumentos adaptados a la población española que sean capaces de medir cambios en el grado de funcionalidad del paciente en relación a la afectación de su hombro. En el presente trabajo se ha adaptado a la cultura y al idioma español el CMST, y se ha realizado un análisis de las propiedades psicométricas básicas del instrumento en su versión corregida con las recomendaciones del autor (Constant et al., 2008). Esto nos permite comparar nuestros resultados con los de distintos investigadores, con el empleo de una metodología estandarizada.

Tras realizar el proceso de adaptación descrito por Beaton et al. (2000), encontramos que los ítems eran equivalentes a los de la versión original. Tras consenso entre los traductores y los investigadores se decidió, al igual que hizo Ban et al. (2013) en su adaptación al danés, la utilización de una escala lineal analógica de 15 centímetros para la auto evaluación del dolor (ítem A.1) y las AVD (ítems B.2 y B.3), ante la no viabilidad de la utilización del dispositivo recomendado por Constant et al. (2008), debido a su no comercialización; así mismo, se estableció el período de una semana (última semana pasada) para evaluar las AVD.

Una de las diferencias entre el S-CMST y la versión original de Constant y Murley (1987) ha sido el tamaño de la muestra y el tipo de sujetos de estudio. La versión original se realizó sobre una muestra de 100 hombros de pacientes tras cirugía, tratamiento no quirúrgico o lesionados, mientras que en la versión en español hemos empleado 60 pacientes (60 hombros) sin cirugía previa. Para la versión danesa, se utilizaron 45 sujetos (Ban et el., 2003), y para la francesa 53

(Livain et al., 2007). La decisión de excluir de este estudio a sujetos que hubieran recibido tratamiento quirúrgico se tomó para tener una muestra lo más homogénea posible, aunque esta situación podría limitar la validez externa del cuestionario a otras poblaciones.

Para evaluar las propiedades psicométricas del S-CMST fueron considerados los criterios descritos por Terwee et al. (2007).

La adaptación al español del CMST ha demostrado un alto nivel de consistencia interna y alta reproducibilidad en la muestra del presente estudio. Para la validación del instrumento se han seguido guías para la adaptación transcultural en ciencias de la salud, teniendo en cuenta la comprensibilidad de los ítems (Beaton et al., 2000; Guillemin et al., 1993). La versión española de la CMST ha mostrado una mayor consistencia interna (0.865) que la versión francesa (0.75) (Livain et al., 2007), e incluso que la versión original (0.56 a 0.75) (Razmjou et al., 2008). La versión danesa no hace referencia a este dato (Moeller et al., 2014).

La versión del instrumento en español consta de 10 ítems y la puntuación final se obtiene con la suma de sus valores. La contribución de cada uno de ellos al resultado final del test es importante. El ítem que hace referencia a la limitación de la actividad deportiva normal debido al dolor de hombro, en el apartado de valoración subjetiva de las AVD, es el único cuya homogeneidad con el instrumento es muy bajo. En nuestro trabajo se decidió mantenerlo para análisis estadísticos posteriores con fines comparativos, aunque debe ser considerada la posibilidad de eliminarlo, al menos en poblaciones no

deportistas. La importancia relativa del parámetro del dolor es otro de los ítems que parece no tener una contribución elevada, mientras que los parámetros que tienen más peso específico en el test (movilidad y fuerza) tienen menor significación para el paciente. Actualmente se tiende hacia una evaluación global, en la que la propia percepción del paciente ocupe un lugar relevante (Sullivan, 2003), por lo que podría recomendarse su uso junto con otros instrumentos que tengan en cuenta la perspectiva del paciente en mayor grado. En nuestro estudio utilizamos el S-SDQ. Nuestros resultados contrastan con los obtenidos por Walther et al. (2004) en los que todos los ítems excepto el que evalúa la resistencia, mostraron diferencias no significativas.

Para el S-CMST será necesario detectar cambios de al menos 15 puntos (CPD = 15.01) para que podamos afirmar, con una seguridad del 95%, que se ha producido un cambio significativo en la situación del sujeto evaluado, lo que está en concordancia con el valor obtenido en el estudio de Moeller et al. (2014). Se obtuvo igualmente una adecuada fiabilidad, siendo el valor de $CCI_{acuerdo}$ = 0.708, el cual aumentaría ligeramente hasta 0.740, si eliminásemos el ítem 4 del test, por lo que podemos afirmar que el instrumento es capaz de diferenciar entre personas.

La fiabilidad interobservador e intraobservador son probablemente las más significativas de las propiedades psicométricas, porque nos ayudan a responder estas dos cuestiones: ¿son nuestros resultados similares o diferentes de los resultados proporcionados por la literatura? (fiabilidad interobservador); y ¿la condición del paciente mejoró realmente después de nuestro tratamiento?

(fiabilidad intraobservador). Las respuestas a estas dos preguntas tienen claramente profundas implicaciones en nuestra practica clínica diaria.

La fiabilidad interobservador del S-CMST fue analizada mediante una muestra de participantes que fueron evaluados en dos ocasiones por dos evaluadores de forma independiente, ambos con experiencia previa en la administración del instrumento. El resultado evidencia que cuando los usuarios del test están entrenados, los datos evaluativos que se obtienen son muy similares, y es un test fácil de cumplimentar. Esto podemos aplicarlo particularmente al ítem que evalúa la resistencia, muy criticado por ser el causante de importantes discrepancias en los resultados, debido a la falta de homogeneidad en su metodología de aplicación (Gerber, 1993). Así, el entrenamiento de los evaluadores puede corregir estas discrepancias, como también lo demostraron en su trabajo Blonna et al., (2012). Además, concuerda con las afirmaciones de Murray et al. (1985) de que los datos obtenidos por investigadores noveles, instruidos en el método, no varían de los obtenidos por expertos. Los autores Constant y Murley (1987) establecieron que las puntuaciones obtenidas tienen una reproducibilidad interobservador satisfactoria, sin especificar su metodología.

La fiabilidad intraobservador fue analizada mediante una segunda muestra evaluada en dos ocasiones por el mismo evaluador en un periodo de tiempo de 7 días. El resultado viene a reforzar la idea obtenida en la fiabilidad interobservador de que el entrenamiento de los evaluadores proporciona una

precisión y similitud de los resultados muy elevadas, lo que se asemeja a los hallazgos de otros estudios (Blonna et al., 2012).

En el estudio de correlación del S-CMST con el S-SDQ, llevado a cabo en el momento Pre (durante la evaluación inicial, E_0), los participantes con altos niveles de restricción funcional tuvieron, menores puntuaciones en el S-CMST, y mayores puntuaciones en el S-SDQ, como era de esperar, puesto que a un determinado paciente con mayor funcionalidad, en el S-CMST le corresponde mayor puntuación, mientras que en el S-SDQ su puntuación correspondiente es menor. Estos hallazgos nos ayudan a confirmar la validez de criterio de magnitud media-alta de nuestro test (S-CMST), con el S-SDQ ($r = -0.683$, $p < 0.05$). El CMST anteriormente ha presentado una validez convergente positiva con otros test como: American Shoulder and Elbow Surgeons (0.72-0.87); Oxford Shoulder Score (0.65-0.87); Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (0.82, 0.76, y 0.50); Shoulder Pain and Disability Index (0.53 y 0.82); Western Ontario Shoulder Instability Index (0.58); Simple Shoulder Test (0.49); Short Form 36 Physical Component Summary (0.45); Rating of change (Shoulder) (0.32-0.70); Short Form 36 Mental Component Summary (0.02) (Angst et al., 2011).

El S-CMST resulta un instrumento de utilidad clínica tanto por su corto tiempo de ejecución como por su ajustado número de ítems, de acuerdo con las recomendaciones actuales sobre el uso de escalas sencillas y cortas que se adapten al uso clínico (Schmidt y Bullinger, 2003).

En definitiva, consideramos que las propiedades métricas estudiadas en la escala S-CMST aportan una base sólida para el uso inicial de dicha escala en la valoración de la funcionalidad del hombro; lo cual nos permitió utilizarla en nuestro estudio sobre la efectividad de las dos intervenciones terapéuticas. No obstante, también pensamos que esta calidad métrica, inicialmente comprobada, debe ser verificada por estudios de mayor alcance, tanto con la aportación de nuevas evidencias de calidad (propiedades) psicométrica como en los tamaños muestrales. La utilización de muestras más heterogéneas ayudarán a consolidar la validez externa del cuestionario a otras poblaciones. Incluso también pensamos que deberían utilizarse algunos de los nuevos modelos psicométricos como el modelo de Rasch.

Investigaciones futuras deberán examinar la validez transcultural de las diferentes versiones del CMST y otros aspectos de sensibilidad para aumentar su aplicabilidad clínica. Esta investigación podría consolidar su uso como una referencia internacional de medida de resultado en estudios prospectivos sobre hombro doloroso. Del mismo modo, sería recomendable la construcción de tablas normalizadas por edad y sexo basadas en la propia población.

Estudio de la eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso

Los pacientes incluidos en este estudio solicitaron atención fisioterapéutica debido al dolor y la afectación del adecuado desarrollo de las AVD, originado por la sintomatología que sufrían en el hombro. En vista de los resultados, el tratamiento de terapia manual que incluyó movilización torácica analítica y vendaje funcional (McConnell Taping y Kinesio Taping®) aplicado a ambos grupos (GTE1 y GTE2) modificó la clínica de los pacientes, resultando en una mejoría de la funcionalidad (S-CMST, S-SDQ, PRA), y del dolor (subjetivo: EVA y objetivo: UDP) inmediata y significativa, pre-post intervención y cuyos beneficios se mantuvieron a largo plazo (tres meses). Además de reflejarse en una disminución significativa en el consumo de medicamentos durante el tratamiento y el seguimiento (tres meses). La magnitud del efecto fue grande para el dolor y las escalas funcionales.

Los grupos de tratamiento eran comparables entre sí. La no predominancia de ningún sexo y el rango de edad de los participantes (media de 50.1 años; DT = 15.28) en este ensayo refleja las características de la población que es más propensa a experimentar dolor de hombro. Los resultados de este ensayo pueden ser aplicados a la población con diagnóstico clínico de Síndrome de hombro doloroso.

La inclusión de varios componentes en los tratamiento de ambos grupos muestra la realidad de la practica clínica, con las variaciones individuales de tratamiento precisas. En nuestro estudio, se han administrado y evaluado dos

tratamientos con diferentes componentes (terapia manual, vendaje funcional y ejercicio). La evaluación de los dos programas de tratamiento multicomponentes no permite extraer conclusiones en cuanto a los beneficios relativos de sus diferentes modalidades, sino los beneficios globales de un tipo de tratamiento comparado con el otro.

No existen otros estudios publicados de los efectos de estas técnicas aplicadas conjuntamente en pacientes con Síndrome de hombro doloroso. Sin embargo, nuestros hallazgos son consecuentes con estudios llevados a cabo que han mostrado efectos similares con las técnicas de movilización o manipulación torácica (Bergman et al., 2010; Brantingham et al., 2011), o las técnicas de vendaje funcional en el hombro u otras articulaciones del cuerpo (Crossley et al., 2002; McConnell et al., 2012; Teys et al., 2013; Thelen et al., 2008).

Wright (1995) postuló que los mecanismos responsables de los efectos de la terapia manual (como lo son el aumento de la función, del UDP y la disminución del dolor subjetivo en nuestro estudio) pueden involucrar factiblemente cambios en los sistemas articulares, musculares, del dolor y del control motor. El efecto del *taping* sobre la actividad muscular ha sido estudiado por varios autores, quienes demostraron que en sujetos sanos al realizar una contracción isométrica del músculo cuádriceps, el Kinesio Taping® modifica la actividad bioeléctrica del vasto medial mediante un aumento en el reclutamiento de unidades motoras (Slupik et al., 2007); o el *taping* de facilitación de los estabilizadores escapulares desciende la actividad del trapecio

superior y aumenta la del trapecio inferior en personas con sospecha de impingement de hombro durante la tarea funcional de alcanzar un objeto por encima de la cabeza (Selkowitz et al., 2007), y puede ser un medio para promover la cinética escapular apropiada y la extensión de la columna torácica alta, debiendo ser usado con otras intervenciones (Kumar et al., 2012). En nuestro estudio, la utilización de estas técnicas ha resultado en un efecto beneficioso, como así lo demuestran los resultados durante las diferentes evaluaciones.

La inadecuada posición de la articulación presente en la inestabilidad articular del hombro determina que los mecanismos de feedback que ayudan a la estabilidad de la cintura escapular, y al control voluntario del trapecio inferior sean deficientes (Alexander, 2007). Además, la presencia de dolor en el miembro superior puede ser una posible fuente de sobrecarga del trapecio superior (Schulte et al., 2004). Con la aplicación de las técnicas de vendaje funcional, conseguiremos una mejora en la posición articular e inhibición muscular, y por lo tanto un incremento en la eficacia del reentrenamiento muscular.

El objetivo primordial de la técnicas de vendaje funcional aplicadas sobre la cabeza humeral, como del reentrenamiento muscular del manguito rotador, intentan conseguir el reposicionamiento articular adecuado para un desarrollo funcional subclínico del hombro. Si consideramos estudios que muestran que la traslación anterior de la cabeza humeral limita de forma dolorosa el movimiento del hombro (Ludewig y Cook, 2000), podemos afirmar, de acuerdo a los datos

obtenidos en nuestro análisis los cuales indican una mejoría en el dolor, que esas técnicas consiguen mejoran la fisiología articular, y con ello su funcionalidad.

El centrado de la cabeza humeral es uno de los propósitos más importantes en la reducción del dolor y la irritación subacromial del manguito rotador, así como en las inestabilidades glenohumerales. Nuestros resultados enfatizan en el simple pero efectivo uso de las bandas elásticas en los ejercicios de resistencia.

Se decidió utilizar el S-CMST, el S-SDQ, el PRA, el EVA, el UDP, y el CM como instrumentos de medida para el hombro.

Para el S-CMST, una variación de 15 puntos se describió como el cambio más pequeño detectable. De acuerdo a este criterio, los efectos beneficiosos en nuestro ensayo fueron clínicamente relevantes en ambos grupos de tratamiento, duplicando la puntuación post tratamiento a la puntuación obtenida en la evaluación inicial (GTE1 S-CMST E_0 media = 41,38, DT = 13,93, E_2 media = 81,33, DT = 4,14; GTE2 S-CMST E_0 media = 38,23, DT = 16,08, E_2 media = 80,67, DT = 6,45). En el trabajo de Henseler et al. (2015) para determinar el cambio mínimo detectable para el CMST en pacientes con impingement, desgarros del supraespinoso, o rotura masiva del manguito rotador, concluyeron que era de 23 puntos para el total de los sujetos, y 17, 18 y 23 puntos para los grupos de impingement, desgarros del supraespinoso, y rotura masiva del manguito rotador, respectivamente. El S-CMST es por tanto capaz de detectar cambios más pequeños que los encontrados por Henseler et al. (2015). La

evolución de la puntuación en el S-CMST no presenta diferencias significativas si comparamos los grupos por diagnóstico (inestabilidad glenohumeral, impingement subacromial con o sin inestabilidad glenohumeral y rotura parcial del manguito rotador), lo que nos evidencia que ambos tratamientos, que incluyan bien McConnell Taping o bien Kinesio Taping®, son igual de eficaces y beneficiosos para estas situaciones clínicas.

Según el análisis de los datos obtenidos con el S-SDQ (Alvarez-Nemegyei et al., 2005), podemos interpretar que la mejoría fue significativa en todos los pacientes entre los tres momentos en los que se evaluó, siendo que en el grupo de McConnell Taping los pacientes indicaron completa mejoría en la evaluación del seguimiento (media = 0 puntos), y casi completa en el grupo de Kinesio Taping® (media = 0,23 puntos, DT = 1,30). Es de destacar el hecho de que la puntuación obtenida por los pacientes mediante este test en las sucesivas evaluaciones, sobre todo pre y post intervención, tuviera una disminución tan considerable, ya que al tratarse de un cuestionario de autoevaluación, nos indica que la percepción de mejoría de esos pacientes fue mucho mayor, con un resultado de casi el 0% de limitación (ausencia de clínica). Se decidió acompañar la evaluación del S-CMST con la del S-SDQ para compensar la falta de peso relativo que la valoración subjetiva tiene en el primero. El Shoulder Disability Questionnaire ha demostrado tener capacidad discriminativa para diferenciar bien entre discapacidades de alto o bajo nivel en pacientes en atención primaria (De Winter et al., 2007).

El otro método que se utilizó para evaluar la movilidad del hombro y por tanto, su funcionalidad, fue el PRA (McFarland, 2006). Los pacientes de ambos grupos mejoraron en los tres movimientos funcionales evaluados, con una diferencia significativa entre las medidas realizadas. Es de destacar, que hubo una mejoría del doble de puntuación alcanzada al comparar la evaluación realizada antes y después de la primera sesión, por consiguiente podemos considerar que el efecto del tratamiento fue positivo. Esto nos indica que se consiguió aumentar la funcionalidad de manera inmediata, con lo que se consigue un aumento en las expectativas del paciente respecto al éxito del tratamiento, como se ha demostrado para otros problemas músculo esqueléticos (Liddle et al., 2007), y así conseguir mejorar su grado de adherencia terapéutica.

La evaluación subjetiva del dolor por parte de los pacientes mediante el EVA evidenció que tras la primera sesión, la puntuación se redujo en torno a un 50% en todos los pacientes, para seguir haciéndolo hasta casi su desaparición al final del periodo de tratamiento y manteniéndose en el seguimiento, lo que es altamente significativo. Otro estudio utilizó este instrumento para evaluar los resultados conseguidos con Kinesio Taping® como procedimiento terapéutico exclusivo para el tratamiento de un paciente con dolor de hombro de origen miofascial, no evidenciando ningún cambio a corto plazo, aunque otros instrumentos de evaluación utilizados sí lo detectaron (García-Muro et al., 2010).

La aplicación de la intervención a los pacientes resultó en una significativa disminución del UDP en relación a los tres momentos de medición

(evaluación inicial, tras la primera sesión y al finalizar la última sesión del tratamiento), con un tamaño del efecto grande para ambos grupos de tratamiento. Otros estudios sobre el miembro superior han demostrado efectos similares en el UDP (Hidalgo-Lozano et al., 2011; Paungmali et al., 2003; Vicenzino et al., 2001). Estos estudios, junto con otros (Souvlis et al., 2005; Sterling et al., 2001;) han propuesto que la terapia manual puede proveer suficiente *input* sensorial para activar los sistemas endógenos inhibitorios del dolor, recomendando realizar nuevos estudios en el hombro para determinar si los sistemas endógenos inhibitorios del dolor están involucrados en los cambios del UDP inducidos por la terapia manual.

El consumo de medicamentos prescritos o no, en relación al dolor que los pacientes sentían en su hombro, descendió en ambos grupos de tratamiento de tal forma que al finalizar el mismo, tan sólo un individuo de cada grupo indicó tomar uno o dos comprimidos cada dos o tres días. Todos los participantes afirmaron un consumo de medicamentos nulo en el momento de la evaluación de seguimiento (tres meses). Otro ensayo aleatorizado que también evaluó dos tipos de tratamiento para el hombro, concluyó que tras un seguimiento de un año, en ambos grupos se produjo un descenso en el consumo de analgésicos, aunque desigual, siendo mayor el tanto por ciento de sujetos pertenecientes al grupo de acupuntura (Vas et al., 2008).

La mejoría general obtenida en ambos grupos podría ser el resultado de la normalización muscular y la biomecánica articular, y no meramente un efecto analgésico. De este modo, los resultados de este trabajo concuerdan con las

conclusiones de estudios como los realizados por Chen et al. (2007), quienes encontraron un aumento en la velocidad de activación del músculo vasto interno en pacientes con síndrome femoropatelar, en relación a pacientes sin tape, y pacientes con tape placebo, tras la aplicación de Kinesio Taping®; e investigaciones sobre la cinemática del hombro, las cuales concluyen que el tape aplicado sobre esta articulación altera la flexión y la rotación interna humeral durante el lanzamiento sobre la cabeza de una pelota sentado (McConnell, 2010); y aumenta las rotaciones pasivas del hombro debido a un reposicionamiento de la cabeza humeral (McConnell y McIntosh, 2009). De igual modo, Strunce et al. (2009) demostraron que la terapia manipulativa de la columna torácica y las costillas altas está asociada a una mejora en el dolor de hombro y en el rango de movimiento, inmediatamente después de la intervención en pacientes con problemas primarios de hombro doloroso.

Los dos tratamientos administrados en este estudio han conseguido mejorar de forma muy significativa la clínica de los pacientes, no encontrando indicios de superioridad de uno frente a otro.

Limitaciones que presenta este trabajo podrían considerarse el tamaño muestral, por lo que los resultados obtenidos deberían ser verificados por estudios de mayor alcance, complementándolo con nuevas pruebas psicométricas. Además podría ampliarse el plazo de seguimiento.

Futuros estudios podrían focalizarse en los efectos de los diferentes componentes de un programa de tratamiento individualizado para pacientes con Síndrome de hombro doloroso; evaluar la relación del complejo articular del

hombro con otras regiones anatómicas que puedan influirle, como sería el caso de la columna cervical o lumbar; o establecer una regla de predicción clínica para estos pacientes. Se deduce por tanto, la necesidad de mayor investigación al respecto, para poder establecer una evidencia todavía más concluyente.

8. Conclusiones

1.- La adaptación transcultural y el proceso de validación han demostrado que el S-CMST que tiene buena validez, fiabilidad, y sensibilidad a los cambios.

2.- El S-CMST es un instrumento recomendable para utilizarse en la práctica clínica e investigadora en población española con Síndrome de hombro doloroso.

3.- El tratamiento de terapia manual que incluyó movilización torácica analítica, combinada con McConnell Taping o Kinesio Taping®, junto a un programa domiciliario de ejercicios, mejoró el rango de movimiento articular activo, el dolor, y la funcionalidad en pacientes con Síndrome de hombro doloroso, determinando su eficacia por igual.

4.- Ambos tratamientos mejoran el dolor y la movilidad activa tras la primera sesión.

5.- La reducción del dolor y el aumento de la funcionalidad conseguidos con el tratamiento se mantienen tres meses después.

6.- El consumo de medicamentos se redujo drásticamente durante el tratamiento, y en los tres meses siguientes.

9. Resumen y abstract

Resumen

Antecedentes: El Síndrome de hombro doloroso comprende diagnósticos que incluyen alteraciones articulares y de tejidos blandos periarticulares. Uno de los instrumentos más utilizados para evaluar la clínica de esta patología es el Constant-Murley Score Test (CMST). Aún presentando una alta incidencia y prevalencia, la evidencia sobre efectividad de los tratamientos de Fisioterapia es insuficiente.

Objetivos: Realizar la adaptación transcultural del CMST para la población española, y determinar la eficacia diferencial del tratamiento de terapia manual que incluya movilización torácica analítica, combinada con McConnell Taping o Kinesio Taping®, junto a un programa domiciliario de ejercicios en pacientes diagnosticados de Síndrome de hombro doloroso.

Método: 60 pacientes con diagnóstico de Síndrome de hombro doloroso fueron incluidos en el estudio. Se realizó la traducción y evaluación de la validez y la fiabilidad del CMST, dando lugar al Spanish Constant-Murley Score Test (S-CMST). Se llevó a cabo un ensayo clínico aleatorio doble ciego con dos grupos de tratamiento: terapia manual con movilización torácica analítica, McConnell Taping (GT1) o Kinesio Taping® (GT2), y programa domiciliario de ejercicios. Antes y después de la primera sesión, al finalizar el tratamiento, y tres meses después, se evaluó el dolor y la discapacidad [S-CMST, Spanish Shoulder Disability Questionnaire (S-SDQ), Prueba de Rascado

de Apley (PRA), Umbral de Dolor a la Presión (UDP), y Escala Visual Analógica (EVA)], y el Consumo de Medicamentos (CM).

Resultados: Las propiedades psicométricas de la versión española del CMST muestran: α de Cronbach = 0, 865, fiabilidad interobservador con $CCI_{consistencia}$ = 0.995 y fiabilidad intraobservador con $CCI_{consistencia}$ = 0.998. Ambos tratamientos fueron efectivos en todas las variables dependientes analizadas ($p < 0.05$). Se obtuvo una mejoría significativa en funcionalidad (PRA) y dolor (EVA, UDP) tras la primera sesión ($p < 0.05$).

Conclusión: El S-CMST ha demostrado ser un instrumento de medida válido, fiable, y reproducible para el Síndrome de hombro doloroso en pacientes hispanohablantes. El tratamiento propuesto no ha sido descrito previamente en la literatura. Se ha demostrado la eficacia de la combinación de terapia manual, McConnell Taping o Kinesio Taping®, y un programa domiciliario de ejercicios en pacientes con Síndrome de hombro doloroso, manteniéndose tres meses después de la intervención.

Palabras clave: Cinta Atlética, Constant Score, Dolor de Hombro, Manipulaciones Musculoesqueléticas, Validación, Traducción Española.

Abstract

Background: The painful shoulder syndrome includes diagnoses containing joint and periarticular soft tissue disorders. One of the most widely used instrument to assess the clinic of this pathology is the Constant-Murley Score Test (CMST). Still presenting a high incidence and prevalence, evidence on effectiveness of Physiotherapy is insufficient.

Objectives: To perform the CMST transcultural adaptation to the spanish population, and to determine the differential efficacy of the treatment of manual therapy that includes analytical thoracic mobilization, combined with McConnell Taping or Kinesio Taping®, with a home exercise program in patients diagnosed with painful shoulder syndrome.

Method: 60 patients diagnosed with painful shoulder syndrome were included in the study. Translation and evaluation of the validity and reliability of the CMST was conducted, resulting in the Spanish Constant-Murley Score Test (S-CMST). It was carried out a randomized double blind clinical trial with two treatment groups: manual therapy with analytical thoracic mobilization, McConnell Taping (GT1) or Kinesio Taping® (GT2), and home exercise program. Before and after the first session, after the treatment, and three months later, the pain and disability [S-CMST, Spanish Shoulder Disability Questionnaire (S-SDQ) Apley Scratch Test (AST), Pressure Pain Threshold (PPT) and Visual Analogue Scale (VAS)], and consumption of drugs (CM), were evaluated.

Results: The psychometric properties of the spanish version of the CMST show: Cronbach's alpha = 0,865, interobserver reliability ICC = 0.995 and

intraobserver reliability ICC = 0.998. Both treatments were effective in all dependent variables analysed ($p < 0.05$). A significant improvement in functionality (AST) and pain (VAS, PPT) after the first session was obtained ($p < 0.05$).

Conclusion: The S-CMST has shown to be a valid, reliable, and reproducible measuring instrument for painful shoulder syndrome in spanish speaking patients. The proposed treatment has not been described previously in the literature. The effectiveness of the combination of manual therapy, McConnell Taping or Kinesio Taping®, and a home exercise program in patients with painful shoulder syndrome, staying three months after the intervention has been demonstrated.

Keywords: Athletic Tape, Constant Score, Shoulder Pain, Musculoskeletal Manipulations, Validation, Spanish Translation.

10. Bibliografía

Abboud J.A., Soslowsky L.J. (2002) Interplay of the static and dynamic restraints in glenohumeral instability. Clin Orthop Relat Res. Jul;(400):48-57.

Abrams J.S. (1991). Special shoulder problems in the throwing athlete: pathology, diagnosis, and nonoperative management. Clin Sports Med.10:839–861.

Agence Nationale d'Accreditation et d'Evaluation en Santé. (2001). Service des recommandations et références professionnelles : pathologies non opérées de la coiffe des rotateurs en masso-kinésithérapie. Avril, p. 64-67.

Alexander C.M. (2007). Altered control of the trapezius muscle in subjects with non-traumatic shoulder instability. Clin Neurophysiol. Dec;118(12):2664-71.

Ali R.M., Green D.W., Patel T.C. (2000). Scheuermann's kyphosis. Curr Opin Pediatr. Feb;12(1):61-6.

Alier A. (1990). Cifosis. En Viladot R., Cohi O., Clavell S. (Eds.), Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor. Tomo I. Columna vertebral (pp. 69-76). Barcelona: Masson.

Allen A.A., Warner J.J. (1995). Shoulder instability in the athlete. Orthop Clin North Am. 26:487–504.

Alqunaee M., Galvin R., Fahey T. (2012). Diagnostic accuracy of clinical tests for subacromial impingement syndrome: a systematic review and meta-analysis. Arch Phys Med Rehabil. Feb;93(2):229-36.

Alvarez-Nemegyei J., Puerto-Ceballos I., Guzmán-Hau W., Bassol-Perea A., Nuño-Gutierrez B.L. (2005). Development of a spanish-language version of

the Shoulder Disability Questionnaire. J Clin Rheumatol. 11: 185-187.

Andrews J.R., Carson W.G. (1984). The arthroscopic treatment of glenoid labrum tears in the throwing athlete. Orthop Trans. 8:44.

Andújar P. (2010). Prevalencia de las desalineaciones del raquis en edad escolar en el Municipio de Murcia. Tesis Doctoral. Universidad de Murcia.

Angst F., Schwyzer H.K., Aeschlimann A., Simmen B.R., Goldhahn J. (2011). Measures of adult shoulder function: Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand Questionnaire (DASH) and its short version (QuickDASH), Shoulder Pain and Disability Index (SPADI), American Shoulder and Elbow Surgeons (ASES) Society standardized shoulder assessment form, Constant (Murley) Score (CS), Simple Shoulder Test (SST), Oxford Shoulder Score (OSS), Shoulder Disability Questionnaire (SDQ), and Western Ontario Shoulder Instability Index (WOSI). Arthritis Care Res (Hoboken). Nov;63 Suppl 11:S174-88.

Arnau J.M., Laporte J.R. (1993). Promoción del uso racional de los medicamentos y preparación de guías farmacológicas. En Principios de epidemiología del medicamento. Barcelona: Masson.

Bado J.L. (1977). Dorso Curvo. Montevideo: Artecolor.

Bado J.L., Barros PC, Ruiggero A, Navillat M. (1964). Análisis estadístico de la frecuencia del Síndrome de "Retracción de los Isquiotibiales" estudiando en colectividades infantiles sanas y su relación con el Dorso Curvo. Anales de la Facultad de Medicina. Montevideo, 49(1), 328-337.

Ban I., Troelsen A., Christiansen D.H., Svendsen S.W., Kristensen M.T. (2013). Standardised test protocol (Constant Score) for evaluation of functionality

in patients with shoulder disorders. Dan Med J. Apr;60(4):A4608.

Bankart A.S. (1938). The pathology and treatment of recurrent dislocation of the shoulder joint. Br J Surg. 26:23–29.

Barra-López M.E. (2007). El test de Constant-Murley. Una revisión de sus características. Rehabilitación (Madrid). 41(5):228-35.

Barker P.J., Briggs C.A. (1999). Attachments of the posterior layer of lumbar fascia. Spine (Phila Pa 1976). Sep 1;24(17):1757-64.

Beard, H. (2011). Increasing range of motion through a comprehensive massage therapy treatment to increase the speed of the golf swing. Case Report Research Repository: Case Reports in Complementary and Integrative Health Care (http://hdl.handle.net/11106/25).

Beaton D.E., Bombardier C., Guillemin F., Ferraz M.B. (2000). Guidelines for the process of cross-cultural adaptation of self-report measures. Spine (Phila Pa 1976). Dec 15; 25(24):3186-91.

Bergman G.J., Winters J.C., Groenier K.H., Meyboom-de Jong B., Postema K., van der Heijden G.J. (2010). Manipulative therapy in addition to usual care for patients with shoulder complaints: results of physical examination outcomes in a randomized controlled trial. J Manipulative Physiol Ther. Feb;33(2):96-101.

Bergmark A. (1989). Stability of the lumbar spine. Acta Orthop Scand Suppl. 230:1-54.

Bigliani L.U., Morrison D.S., April E.W. (1986). The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. Orthop Trans. 10:228.

Birtane M., Çalis M., Akgün K. (2001). The diagnostic value of magnetic resonance imaging in subacromial impingement syndrome. Yonsei Med J. 42:418–24.

Blackburn T.A., Guido J.A. (2000). Rehabilitation after Ligamentous and Labral Surgery of the Shoulder: Guiding Concepts. J Athl Train. 35:373-81.

Blaine T.A., Green A., Bigliani L.U. (2011). Reparación de Bankart y deslizamiento capsular inferior. En GR Williams, ML Ramsey, SW Wiesel (Eds.), Técnicas quirúrgicas de hombro y codo. Sección II: Inestabilidad glenohumeral. Capítulo 3. (pp. 32-43). Barcelona: Lippincott Williams & Wilkins.

Blonna D., Scelsi M., Marini E., Bellato E., Tellini A., Rossi R., Bonasia D.E., Castoldi F. (2012). Can we improve the reliability of the Constant-Murley score?. J Shoulder Elbow Surg. Jan;21(1):4-12.

Bockrath K., Wooden C., Worrell T., Ingersoll C., Farr J. (1993). Effects of patella taping on patella position and perceived pain. Med Sci Sports Exerc. Sep;25(9):989-92.

Bodin J., Ha C., Petit A., Descatha A., Thomas T., Goldberg M., Leclerc A., Roquelaure Y. (2014). Natural course of rotator cuff syndrome in a French working population. Am J Ind Med. Jun;57(6):683-94.

Bogduk N., Twomey L.T. (1991). Clinical anatomy of the lumbar spine. Melbourne: Churchill Livingstone.

Böhm T.D., Kirschner S., Köhler M., Wollmerstedt N., Walther M., Matzer M., Faller H., König A. (2005). The German Short Musculoskeletal Function Assessment questionnaire: reliability, validity, responsiveness, and comparison

with the Short Form 36 and Constant score--a prospective evaluation of patients undergoing repair for rotator cuff tear. Rheumatol Int. Mar;25(2):86-93.

Bongers P.M. (2001). The costs of shoulder pain at work. Br Med J. 322:64-5.

Bradford D.S. (1977). Juvenile Kyphosis. Clin Orthop Relat Res. Oct;(128):45-55.

Brantingham J.W., Cassa T.K., Bonnefin D., Jensen M., Globe G., Hicks M., Korporaal C. (2011). Manipulative therapy for shoulder pain and disorders: expansion of a systematic review. J Manipulative Physiol Ther. Jun;34(5):314-46.

Brukner P., Khan K. (1993). Clinical Sports Medicine. Oxford: McGraw-Hill.

Buchbinder R., Green S., Youd J.M. (2003). Corticosteroid injections for shoulder pain. Cochrane Database Syst Rev(1), CD004016.

Buchbinder R., Staples M.P., Shanahan E.M., Roos J.F. (2013). General practitioner management of shoulder pain in comparison with rheumatologist expectation of care and best evidence: an Australian National Survey. PLoS One. Apr 16;8(4):e61243.

Budoff J.E., Nirschl R.P., Ilahi O.A., Rodin D.M. (2003). Internal impingement in the etiology of rotator cuff tendinosis revisited. Arthroscopy. 19:810-4.

Burbank K.M., Stevenson J.H., Czarnecki G.R., Dorfman J. (2008). Chronic shoulder pain: part I. Evaluation and diagnosis. Am Fam Physician. Feb 15;77(4):453-60.

Burkhart S.S., Morgan C.D., Kibler W.B. (2003). The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology. I: Pathoanatomy and biomechanics. Arthroscopy. 19: 404-420.

Burkhead W.Z. Jr, Rockwood C.A. Jr. (1992). Treatment of instability of the shoulder with an exercise program. J Bone Joint Surg Am. Jul; 74(6): 890-896.

Calais-Germain B. (1994). Anatomía para el movimiento. Barcelona: Los libros de la liebre de marzo, S.L. 102-135.

Campolo M., Babu J., Dmochowska K., Scariah S., Varughese J. (2013). A comparison of two taping techniques (kinesio and mcconnell) and their effect on anterior knee pain during functional activities. Int J Sports Phys Ther. Apr;8(2):105-10.

Capellà D., Laporte J.R. (1993). Métodos aplicados en estudios descriptivos de utilización de medicamentos. En Principios de epidemiología del medicamento. Barcelona: Masson.

Cerny K. (1995). Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. Phys Ther. Aug;75(8): 672-83.

Chalmers P.N., Cvetanovich G.L., Kupfer N., Wimmer M.A., Verma N.N., Cole B.J., Romeo A.A., Nicholson G.P. (2015). The champagne toast position isolates the supraspinatus better than the Jobe test: an electromyographic study of shoulder physical examination tests. J Shoulder Elbow Surg. Oct 3. pii: S1058-2746(15)00412-7.

Chen W., Hong W., Huang T.F., Hsu H. (2007). Effects of kinesio taping on the timing and ratio of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle for person with patellofemoral pain. Journal of Biomechanics. 40(S2):318.

Cobos-Carbó A., Augustovski F. (2011). Declaración CONSORT 2010: actualización de la lista de comprobación para informar ensayos clínicos aleatorizados de grupos paralelos. Med Clin (Barc). 2011;137(5):213–215.

Cofield R.H., Parvizi J., Hoffmeyer P.J., Lanzer W.L., Ilstrup D.M., Rowland CM. (2001). Surgical repair of chronic rotator cuff tears. A prospective long-term study. J Bone Joint Surg Am. Jan;83-A(1):71-7.

Cohen J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2th ed. New York: Academic Press.

Conboy V.B., Morris R.W., Kiss J., Carr A.J. (1996). An evaluation of the Constant-Murley shoulder assessment. J Bone Joint Surg (Br). 78-B:229-32.

Constant C.R. (1986). Age related recovery of shoulder function after injury [MCh thesis]. Cork, Ireland: University College;.

Constant C.R. (1991). Schulterfunktionsbeurteilung. Orthopäde. 20:289-94

Constant C.R, Gerber C., Emery R.J., Sojbjerg J.O., Gohlke F., Boileau P. (2008). A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. J Shoulder Elbow Surg. Mar-Apr;17(2):355–61.

Constant C.R., Murley A.H.G. (1987). A clinical method of functional assessment of the shoulder. Clin Orthop Rel Res. 214:160-164.

Conway A., Malone T., Conway P. (1992). Patellar alignment/tracking alteration: Effect on force output and perceived pain. Isokinetics and Exercise Science, 2 (1): 9-17.

Cordasco F.A., Pollock R.G., Flatow E., Bigliani L.U. (1993). Management of multiderectional instability. Oper Tech Sports Med. 1: 293-300.

Crawford H.J., Jull G.A. (1993). The influence of thoracic posture and movement on range of arm elevation. Physiotherapy Theory and Practice 9, 143–148.

Crossley K., Bennell K., Green S., Cowan S., McConnell J. (2002). Physical therapy for patellofemoral pain: a randomized, double-blinded, placebo-controlled trial. Am J Sports Med. Nov-Dec;30(6):857-65.

Christie A., Hagen K.B., Mowinckel P., Dagfinrud H. (2009). Methodological properties of six shoulder disability measures in patients with rheumatic diseases referred for shoulder surgery. J Shoulder Elbow Surg. 18:89-95.

Croft P., Pope D., Silman A. (1996). The clinical course of shoulder pain: prospective cohort study in primary care. Primary Care Rheumatology Society Shoulder Study Group. BMJ Sept 7;313(7057):601–2.

Cuadrado R., López T., Reñones B. (1993). Higiene postural en la etapa escolar. Fisioterapia, 15(3), 97-126.

Culham E., Peat M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. J Orthop Sports Phys Ther. Jul;18(1):342–50.

Chopin D., David T. (1989). Cyphoses pathologiques, Enciclopedia

Médico Quirúrgica. Aparato Locomotor, 15872, A10, 10.

Dawson J., Hill G., Fitzpatrick R., Carr A. (2001). The benefits of using patient based methods of assessment: medium-term results of an observational study of shoulder surgery. J Bone Joint Surg Br. 83:877–82.

De Palma A.F. (1983). Regional, variational, and surgical anatomy. In: De Palma A.F., ed. Surgery of the Shoulder, 3rd ed. Philadelphia: JB Lippincott, 35-64.

Dewhurst S., Bampouras T.M. (2014). Intraday reliability and sensitivity of four functional ability tests in older women. Am J Phys Med Rehabil. Aug;93(8): 703-7.

De Winter A.F., Jans M.P., Scholten R.J., Deville W., van Schaardenburg D., Bouter L.M. (1999). Diagnostic classification of shoulder disorders: interobserver agreement and determinants of disagreement. Ann Rheum Dis 58:272–7.

De Winter A.F., van der Heijden G.J., Scholten R.J., van der Windt D.A., Bouter L.M. (2007). The Shoulder Disability Questionnaire differentiated well between high and low disability levels in patients in primary care, in a cross-sectional study. J Clin Epidemiol. Nov;60(11):1156-63.

Diercks R.L., Stevens M. (2004). Gentle thawing of the frozen shoulder: a prospective study of supervised neglect versus intensive physical therapy in seventy-seven patients with frozen shoulder syndrome followed up for two years. J Shoulder Elbow Surg. Sep-Oct; 13(5), 499-502.

Dodson C.C., Altchek D.W. (2009). SLAP Lesions: An Update on

Recognition and Treatment. J Orthop Sports Phys Ther. 39(2):71-80.

Doner G., Guven Z., Atalay A., Celiker R. (2013). Evaluation of Mulligan's technique for adhesive capsulitis of the shoulder. J Rehabil Med. 45: 87–91

Drakos M.C., Rudzki J.R., Allen A.A., Potter H.G., Altchek D.W. (2009). Internal Impingement of the Shoulder in the Overhead Athlete. J Bone Joint Surg Am. 91:2719-28.

Dufour M. (2004). Anatomía del aparato locomotor. Tomo 2. Miembro superior. Barcelona: Masson.

Dupeyron A., Gelis A., Sablayrolles P., Bousquet P.J., Julia M., Herisson C., Pélissier J., Codine P. (2010). Heterogeneous assessment of shoulder disorders: validation of the Standardized Index of Shoulder Function. J Rehabil Med. 42: 967–972.

Edelson G., Teitz C. (2000). Internal impingement in the shoulder. J Shoulder Elbow Surg. 9:308-15.

Farber A.J., Castillo R., Clough M., Bahk M., McFarland E.G. (2006). Clinical assessment of three common tests for traumatic anterior shoulder instability. J Bone Joint Surg Am. 88(7):1467-1474.

Farber J.M., Buckwalter K.A. (2002). Sports-related injuries of the shoulder: instability. Radiol Clin North Am. 40: 235-249.

Farr S., Sevelda F., Mader P., Graf A., Petje G., Sabeti-Aschraf M. (2011). Extracorporeal shockwave therapy in calcifying tendinitis of the shoulder. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. Dec;19(12):2085-9.

Fayad F., Lefevre-Colau M.M., Gautheron V., Macé Y., Fermanian J., Mayoux-Benhamou A., Roren A., Rannou F., Roby-Brami A., Revel M., Poiraudeau S. (2008). Reliability, validity and responsiveness of the French version of the questionnaire Quick Disability of the Arm, Shoulder and Hand in shoulder disorders. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. Nov;94(7):659-69.

Ferrer V., Santonja F., Carrión M. (1996). Síndrome de isquiosurales cortos y actividad física. En: V Ferrer, L Martínez y F Santonja (Coords.). Escolar: Medicina y Deporte (pp. 283-296). Albacete: Diputación Provincial de Albacete.

Fink M., Schiller J., Buhck H. (2012). Efficacy of a manual treatment method according to the fascial distortion model in the management of contracted ("frozen") shoulder. Z Orthop Unfall. Sep;150(4):420-7.

Fischer A.A. (1983). Advances in documentation of pain and soft tissue pathology. J Fam Med. 24–31.

Fischer A.A. (1987a). Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. Pain. Jul;30(1):115-26.

Fischer A.A. (1987b). Pressure threshold measurement for diagnosis of myofascial pain and evaluation of treatment results. Clin J Pain. 30:115–126.

Fischer A.A. (1988). Documentation of myofascial trigger points. Arch Phys Med Rehabil. Apr;69(4):286–91.

Fischer A.A. (1997). Algometry in the daily practice of pain management. J Back Musculoskelet Rehabil. Jan 1;8(2):151–63.

Fischer A. (1998). Algometry in diagnosis of musculoskeletal pain and evaluation of treatment outcome: an update. J Musculoskelet Pain. 6(1):5-32.

Fischer L.P., Carret J.P., Gonon G.P., Dimmet J. (1977). Étude cinématique des mouvements de l'articulation scapulo-humérale. Rev Chir Orth Suppl II, 63: 108-112.

Flatow E.L., Soslowsky L.J., Ticker J.B., Pawluk R.J., Hepler M., Ark J., Mow V.C., Bigliani L.U. (1994). Excursion of the rotator cuff under the acromion. Patterns of subacromial contact. Am J Sports Med 22: 779–788.

Frich L.H., Noergaard P.M., Brorson S. (2011). Validation of the Danish version of Oxford Shoulder Score. Dan Med Bull. Nov;58(11):A4335.

Galasso O., Amelio E., Riccelli D.A., Gasparini G. (2012). Short-term outcomes of extracorporeal shock wave therapy for the treatment of chronic non-calcific tendinopathy of the supraspinatus: a double-blind, randomized, placebo-controlled trial. BMC Musculoskelet Disord. Jun 6;13:86.

Galinat B.J., Warren R.F., Buss D.D. (1991). Pathophysiology of shoulder instability. In: McGinty J.B., ed. Operative Arthroscopy. New York, NY: Raven Press.

García-Mata S., Hidalgo A.M., Ibarra P., Martínez-Grande M. (1989). Precisión de la Tomografía computada en la investigación de la inestabilidad glenohumeral. Rev Ortop Traum. 33 IB: 384-388.

García-Muro F., Rodríguez-Fernández A.L., Herrero-de-Lucas A. (2010). Treatment of myofascial pain in the shoulder with Kinesio taping. A case report. Man Ther. Jun;15(3):292-5.

Gelber P.E. (2007). Estudio anatomoquirúrgico de la inestabilidad anterior del hombro. Tesis Doctoral. Universitat Autònoma de Barcelona.

Gerber C. (1992). Latissimus dorsi transfer for the treatment of irreparable tears of the rotator cuff. Clin Orthop Relat Res. 152-60.

Gerber C. (1993). Integrated scoring systems for the functional assessment of the shoulder. In: Matsen F.A, Fu F.H., Hawklns R.J., editors. The shoulder: a balance of mobility and stability. Rosemont (IL) American Academy of Orthopaedic Surgeons. pp. 531-50.

Gerber C., Ganz R. (1984). Clinical assessment of instability of the shoulder. With special reference to anterior and posterior drawer tests. J Bone Joint Surg Br. 66(4): 551e6.

Gerber C., Krushell R.J. (1991). Isolated rupture of the tendon of the subscapularis muscle. Clinical features in 16 cases. J Bone Joint Surg (Br). 73:389–394.

Gerber C., Sebesta A. (2000). Impingement of the deep surface of the subscapularis tendon and the reflection pulley on the anterosuperior glenoid rim: A preliminary report. J Shoulder Elbow Surg. Nov–Dec 2000: 483–490.

Giaroli E.L., Major N.M., Higgins L.D. (2005). MRI of internal impingement of the shoulder. AJR Am J Roentgenol. Oct;185(4): 925-9.

Gill T.J., Micheli L.J., Gebhard F., Binder C. (1997). Bankart repair for anterior instability of the shoulder. Long-term outcome. J Bone Joint Surg Am. Jun; 79 (6): 850-7.

Gilleard W., McConnell J., Parsons D. (1998). The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. Phys Ther. Jan;78(1): 25-32.

Gilroy A.M., MacPherson B.R., Ross L.M., Schünke M., Schulte E., Schumacher U., Voll M., Wesker K. (2013). Prometheus. Atlas de Anatomía. 2ª ed. Madrid: Médica Panamericana.

Gómez-Raso N., López-Martínez N. (2001). Patología del manguito de rotadores. ¿Un cajón de sastre? Rev Soc Madr Med Fam Comunitaria. 1:18-20.

Grassi F.A., Tajana M.S. (2003). The normalization of data in the Constant-Murley score for the shoulder. A study conducted on 563 healthy subjects. Chir Organi Mov. 88:65-73.

Green S., Buchbinder R., Glazier R., Forbes A. (2000). Interventions for shoulder pain. Cochrane database of systematic reviews (Online)(2), CD001156.

Green S., Buchbinder R., Hetrick S. (2003). Physiotherapy interventions for shoulder pain. Cochrane Database Syst Rev(2), CD004258.

Gresalmer R., McConnell J. (1998). The Patella: A team approach. Aspen Publishers. Gaithersburg, Maryland.

Groot J.H. (1999) The scapulo-humeral rhythm: effects of 2-D roentgen projection. Clin Biomech (Bristol, Avon). 14: 63-68.

Guanche C., Knatt T., Solomonow M., Lu Y., Baratta R. (1995). The synergistic action of the capsule and the shoulder muscles. Am J Sports Med. 23:301-306.

Guillemin F., Bombardier C., Beaton D. (1993). Cross-cultural adaptation of health-related quality of life measures: Literature review and proposed guidelines. J Clin Epidemiol. 46:1417–32.

Hamill J., Knutzen K.M. (1995). Biomechanical basic of human movement. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Hart R., Okál F., Komzák M. (2010). Transhumeral head plasty and massive osteocartilaginous allograft transplantation for the management of large hill-sachs lesions. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 77: 402-10.

Hawkins R.J., Kennedy J.C. (1980). Impingement syndrome in athletes. Am J Sports Med. 8:151–158.

Henseler J.F., Kolk A., van der Zwaal P., Nagels J., Vliet Vlieland T.P., Nelissen R.G. (2015). The minimal detectable change of the Constant score in impingement, full-thickness tears, and massive rotator cuff tears. J Shoulder Elbow Surg. Mar; 24(3):376-81.

Herrington L. (1998). Glenohumeral joint: Internal and external rotation range of motion in javelin throwers. Br J Sports Med. 32:226–228.

Hertel R., Ballmer F.T., Lombert S.M., Gerber C. (1996). Lag signs in the diagnosis of rotator cuff rupture. J Shoulder Elbow Surg. 5:307–313.

Hidalgo-Lozano A., Fernández-de-las-Peñas C., Díaz-Rodríguez L., González-Iglesias J., Palacios-Ceña D., Arroyo-Morales M. (2011). Changes in pain and pressure pain sensitivity after manual treatment of active trigger points in patients with unilateral shoulder impingement: a case series. J Bodyw Mov Ther. Oct;15(4):399-404.

Hill H.A., Sachs M.D. (1949). The grooved defect of the humeral head: A frequently unrecognized complication of dislocations of the shoulder joint. Radiology. 35:690-700.

Hirschmann M.T., Wind B., Amsler F., Gross T. (2010). Reliability of shoulder abduction strength measure for the constant-murley score. Clin Orthop Relat Res. 468:1565–1571.

Holmgren T., Björnsson-Hallgren H., Öberg B., Adolfsson L., Johansson K. (2012). Effect of specific exercise strategy on need for surgery in patients with subacromial impingement syndrome: randomised controlled study. BMJ. Feb 20;344:e787.

Hoppenfeld S. (1979). Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. 19ª ed. México D.F. – Santa Fé de Bogotá: El Manual Moderno.

Host H. (1995). Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. Phys Ther. Sep;75(9): 803-12.

Huskinsson E.C. (1974). Measurement of pain. Lancet. 2:1127–31.

Iannotti J.P., Ciccone J., Buss D.D., Visotsky J.L., Mascha E., Cotman K., Rawool N.M. (2005). Accuracy of office-based ultrasonography of the shoulder for the diagnosis of rotator cuff tears. J Bone Joint Surg Am. Jun;87(6):1305-11.

Ide J., Maeda S., Takagi K. (2004). Normal variations of the glenohumeral ligament complex: an anatomic study for arthroscopic Bankart repair. Arthroscopy; 20:164-168.

Ishigaki T., Yamanaka M., Hirokawa M., Tai K., Ezawa Y., Samukawa M., Tohyama H., Sugawara M. (2014). Rehabilitation Exercises to Induce Balanced Scapular Muscle Activity in an Anti-gravity Posture. J Phys Ther Sci. Dec; 26(12): 1871–1874.

Itoi E., Tabata S. (1992). Conservative treatment of rotator cuff tears. Clin Orthop. 275:165–73.

Jerosch J., Castro W.H., Grosse-Hackmann A., Clahsen H. (1995). Uber die Funktion der glenohumeralen Ligamente bei der aktiven Sicherung der Schulterstabilität. Z Orthop Ihre Grenzgeb;133:67-71.

Jiménez A.I. (2001). Biomecánica del complejo escapulohumeral y sus implicaciones en el tratamiento fisioterápico. Fisioterapia; 23(monográfico 1):2-8.

Jobe C.M. (1996). Superior glenoid impingement. Current concepts. Clin Orthop Relat Res 330:98–107.

Jobe F.W., Jobe C.M. (1983). Painful athletic injuries of the shoulder. Clin Orthop Relat Res. 117–124.

Johnson G., Bogduk N., Nowitzke A., House D. (1994). Anatomy and actions of the trapezius muscle. Clin Biomech. 9:44-50.

Johnston T. (1937). The movements of the shoulder joint: A plea for the "plane of scapula" as a reference for movements occurring at the humeroscapular joint. British Journal of Surgery. 25, 252-260.

Jordan J.L., Holden M.A., Mason E.E., Foster N.E. (2010). Interventions to improve adherence to exercise for chronic musculoskeletal pain in adults. Cochrane Database Syst Rev Issue 1. Art. No.: CD005956.

Kapandji A.I. (2006). Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Tomo 1. 6ª ed. Madrid: Médica Panamericana.

Kase K., Wallis J., Kase T. (2003). Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method. Tokyo, Japan: Ken Ikai Co Ltd.

Katolik L.I., Romeo A.A., Cole B.J., Verma N.N., Hayden J.K., Bach B.R. (2005). Normalization of the Constant score. J Shoulder Elbow Surg. 14:279-85.

Kaya E., Zinnuroglu M., Tugcu I. (2011). Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. Clin Rheumatol. 30:201–207.

Kebaetse M., McClure P., Pratt N.A. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. Arch Phys Med Rehabil. Aug;80(8):945-50.

Kendal F.P., McCreary E.K. (1985). Músculos: pruebas y funciones. 2ª ed. Barcelona: Ed Jims.

Kim S.H., Ha K.I., Han K.Y. (1999). Biceps load test: a clinical test for superior labrum anterior and posterior lesions in shoulders with recurrent anterior dislocations. Am J Sports Med. May-Jun; 27:300-3.

Kirby R., Roberts J.A. (1985). Introductory Biomechanics. Ithaca, NY: Mouvement Publications.

Koo T.K., Guo J., Brown C.M. (2013). Test-retest reliability, repeatability, and sensitivity of an automated deformation-controlled indentation on pressure pain threshold measurement. J Man Manip Ther. 36(2):84-90.

Krahl V.E., Evans F.G. (1945). Humeral torsion in man. Am J Phys Anthropol 3, 229–253.

Kuhn J.E. (2009). Exercise in the treatment of rotator cuff impingement: a systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol. J Should Elbow Surg. 18:138–60.

Kuijpers T., van Tulder M.W.A.N., van der Heijden G.J.M.G., Bouter L.M., van der Windt D.A.W.M. (2006). Costs of shoulder pain in primary care consulters: a prospective cohort study in The Netherlands. BMC Musculoskeletal Disorders 7:83.

Kuijpers T., van der Heijden G.J.M.G., Vergouwe Y. (2007). Good generalizability of a prediction rule for the prediction of persistent shoulder pain in the short term. J Clin Epidemiol. Sept;60(9):947-53.

Kumar N.S.S., Nehru A., Rajalakshmi D. (2012). Effect of taping as a component of conservative treatment for subacromial impingement syndrome. Health. 4; 237-241.

Kvitne R.S., Jobe F.W. (1993). The diagnosis and treatment of anterior instability in the throwing athlete. Clin Orthop. 107-123.

Lapierre A. (1996). La reeducación física. 6ª ed. Barcelona: Dossat 2000.

Lautenbacher S., Kunz M., Strate P., Nielsen J., Arendt-Nielsen L. (2005). Age effects on pain thresholds, temporal summation and spatial summation of heat and pressure pain. Pain. 115(3):410-418.

Lephart S.M., Warner J.J.P., Borsa P.A., Fu F.H. (1995). Proprioception of the shoulder joint in healthy, unstable, and surgically repaired shoulders J Shoulder Elbow Surg; 4:S2.

Lephart S.M., Pincivero D.M., Giraldo J.L., Fu F.H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am J Sports Med; 25:130-137.

Lewis, P.M., Simons G.F., Fennig C.D. (eds.). (2015). Ethnologue: Languages of the World, Eighteenth edition. Dallas, Texas: SIL International. Online version: http://www.ethnologue.com.

Libman E. (1934). Observations on individual sensitiveness to pain, with special reference to abdominal disorders. J Am Med Assoc. 102: 335-341.

Liddle S.D., Baxter G.D., Gracey J.H. (2007). Chronic low back pain: patients' experiences, opinions and expectations for clinical management. Disabil Rehabil. Dec 30;29(24):1899-909.

Lindblom K. (1939). On pathogenesis of ruptures of the tendon aponeurosis of the shoulder joint. Acta Radiol. 20:563-77.

Liu S.H., Henry M.H., Nuccion S.L. (1996). A prospective evaluation of a new physical examination in predicting glenoid labral tears. Am J Sports Med Nov. 24:721e5.

Livain T., Pichon H., Vermeulen J., Vaillant J., Saragaglia D., Poisson M.F., Monnet S. (2007). Intra- and interobserver reproducibility of the French version of the Constant-Murley shoulder assessment during rehabilitation after rotator cuff surgery. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. Apr;93(2):142-9.

Lopez-Gonzalez A., Peris-Celda, M. (2011). Acute paraplegia after chiropraxis. Eur Spine J. 20 (Suppl 2):S143–S146.

Lowe T.G. (1990). Scheuermann´s disease. Am J Bone Joint Surg. 72(6), 940-945.

Lowe T.G., Line B.G. (2007). Evidence Based Medicine. Analysis of Scheuermann Kyphosis. Spine. 32(19S), S115-S119.

Ludewig P.M., Cook T.M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. Phys Ther. 80: 276-291.

Ludewig P.M., Reynolds J.F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. J Orthop Sports Phys Ther. 39:90-104.

Luime J.J., Koes B.W., Hendriksen I.J., Burdorf A., Verhagen A.P., Miedema H.S., Verhaar J.A. (2004). Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. Scand J Rheumatol. 33(2):73-81.

Ly J.Q., Beall D.P., Sanders T.G. (2003). MR Imaging of Glenohumeral Instability. AJR Am J Roentgenol. 181: 203-213.

Mac-Thiong J.M., Berthonnaud E., Dimar J.R., Betz R.R., Labelle H. (2004). Sagittal alignment of the spine and pelvis during growth. Spine, 29(15), 1642-1647.

Maffet M.W., Gartsman G.M., Moseley B. (1995). Superior labrum-biceps tendon complex lesions of the shoulder. Am J Sports Med. 23:93-98.

Maher C., Latimer J., Costa L. (2007). The relevance of cross-cultural adaptation and clinimetrics for physical therapy instruments. Rev Bras Fisioter. 11:245-252.

Malhi A., Khan R. (2005). Correlation between clinical diagnosis and arthroscopic findings of the shoulder. Postgrad Med J. 81:657-9.

Matsen F.A. III, Chebli C., Lippitt S. (2006). Principles for the evaluation ant treatment of shoulder instability. J Bone Joint Surg Am; 88-A:648-659.

May S. (2003). An outcome audit for musculoskeletal patients in primary care. Physiother Theory Pract. 19:189–198.

McClure P.W., Michener L.A., Karduna A.R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. Phys Ther. Aug; 86(8):1075-90.

McCluskey G.M., Getz B.A. (2000). Pathophysiology of anterior shoulder instability. J Athl Train. Jul;35(3):268-72.

McConnell J. (1986). The management of chondromalacia patellae: a long-term solution. Aust J Physiother. 32(4):215–23.

McConnell J. (2010). Effect of glenohumeral joint Taping on shoulder kinematics in elite collegiate throwing athletes. J Sci Med Sport. 12(S2):16-17.

McConnell J. (2013). The McConnell approach to the shoulder problems. Course notes. Australia: McConnell Institute.

McConnell J., Donnelly C., Hamner S., Dunne J., Besier T. (2011). Effect of Shoulder Taping on Maximum Shoulder External and Internal Rotation Range in Uninjured and Previously Injured Overhead Athletes during a Seated Throw. J Orthop Res 29:1406–1411.

McConnell J., Donnelly C., Hamner S., Dunne J., Besier T. (2012). Passive and dynamic shoulder rotation range in uninjured and previously injured

overhead throwing athletes and the effect of shoulder taping. PM R. Feb;4(2):111-6.

McConnell J., McIntosh B. (2009). The effect of tape on glenohumeral rotation range of motion in elite junior tennis players. Clin J Sport Med. Mar;19(2):90–4.

McDevitt A., Young J., Mintken P., Cleland J. (2015). Regional interdependence and manual therapy directed at the thoracic spine. J Man Manip Ther. Jul;23(3):139-46.

McFarland E.G. (2006). Examination of the shoulder. The complete guide. New York: Thieme. Ch 2, p. 72.

McGill S.M. (2002). Low Back Disorders: Evidence based prevention and rehabilitation. Champaign, IL: Human Kinetics.

McIntosh B., McConnell J. (2009). The effect of tape on glenohumeral rotation range of motion in elite junior tennis players. Clin J Sport med. 19(2):90-4.

McQuade K.J., Hwa Wei S., Smidt G.L. (1995). Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. Clin Biomech. 10:144-148.

Medina I., Luque A. (2009). Vendajes funcionales en traumatología deportiva (ebook). Málaga: Canales 7.

Meister K. (2000). Internal impingement in the shoulder of the overhand athlete: pathophysiology, diagnosis, and treatment. Am J Orthop. 29:433-8.

Meyer A.W. (1924). Further evidences of attrition in the human body. Am J Anat. 34:241-67.

Milgrom C., Schaffler M., Gilbert S., van Holsbeeck M. (1995). Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. J Bone Joint Surg Br. Mar;77(2):296-8.

Miralles R.C., Puig M. (1998). Columna vertebral. En R.C. Miralles (Ed.). Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona: Masson. 171-198.

Moe J.H., Winter R.B., Bradford D.S., Lonstein J.E. (1982). Deformaciones de la columna vertebral. Barcelona: Salvat.

Moeller A.D., Thorsen R.R., Torabi T.P., Bjoerkman A.S., Christensen E.H., Maribo T., Christiansen D.H. (2014). The Danish version of the modified Constant-Murley shoulder score: reliability, agreement, and construct validity. J Orthop Sports Phys Ther. May;44(5):336-40.

Moher D., Hopewell S., Schulz K.F., Montori V., Gøtzsche P.C., Devereaux P.J., Elbourne D., Egger M., Altman D.G., Consolidated Standards of Reporting Trials Group. (2010). CONSORT 2010 Explanation and Elaboration: Updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. J Clin Epidemiol. Aug;63(8):e1-37.

Morgan C.D., Burkhart S.S., Palmeri M., Gillespie M. (1998). Type II SLAP lesions: three subtypes and their relationships to superior instability and rotator cuff tears. Arthroscopy. 14:553-565.

Morrison D.S., Greenbaum B.S., Einhorn A. (2000). Shoulder impingement. Orthop Clin North Am. Apr;31(2):285-93.

Mulligan B.R. (2010). Manual Therapy NAGS, SNAGS, MWMS etc. 6th ed. New Zealand: Plane View Services Ltd.

Murray M.P., Dpre D.R., Gardner B.S., Mollinger M.S. (1985). Shoulder motion and muscle strength of normal men and women in two age groups. Clin Orthop. 192: 268-73.

Myers J.B., Laudner K.G., Pasquale M.R., Bradley J.P., Lephart S.M. (2006). Glenohumeral range of motion deficits and posterior shoulder tightness in throwers with pathologic internal impingement. Am J Sports Med. 34:385-91.

Neviaser T.J. (1993). The anterior labroligamentous periosteal sleeve avulsion lesion: a cause of anterior instability of the shoulder. Arthroscopy. 9:17–21.

Neer C.S., Foster C.R. (1980). Inferior capsular shift for involuntary and multidirectional instability of the shoulder. J Bone Joint Surg Am. 62:897-908.

Neer C.S. II. (1972). Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. J Bone Joint Surg Am. Jan;54(1):41-50.

Neer C.S. II. (1983). Impingement lesions. Clin Orthop. 173:70-7.

Neziri A.Y., Scaramozzino P., Andersenc O.K., Dickensond A.H., Arendt-Nielsenc L., Curatoloa M. (2010). Reference values of mechanical and thermal pain tests in a pain-free population. Eur J Pain. 15(4):376-383.

Norkin C.C., White D.J. (2009). Measurement of joint motion. A guide to goniometry. 4th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company.

Nove-Josserand L., Walch G., Adeleine P., Courpron P. (2005). Effect of age on the natural history of the shoulder: a clinical and radiological study in the elderly. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 91:508-14.

O'Brien S.J., Neves M.C., Arnoczky S.P., Rozbruck S.R., Dicarlo E.F., Warren R.F., Schwartz R., Wickiewicz T.L. (1990). The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. Am J Sports Med;18:449-456.

O'Brien S.J., Pagnani M.J., Fealy S., McGlynn S.R., Wilson J.B. (1998). The active compression test: a new and effective test for diagnosing labral tears and acromioclavicular joint abnormality Am. J Sports Med. Sep, 26:610e3.

Oh J.H., Jo K.H., Kim W.S., Gong H.S., Han S.G., Kim Y.H. (2009). Comparative evaluation of the measurement properties of various shoulder outcome instruments. Am J Sports Med. 37:1161–8.

Ohrbach R., Gale E.N. (1989). Pressure pain thresholds, clinical assessment and differential diagnosis: reliability and validity in patients with myogenic pain. Pain. 39:157–169.

Otadi K., Hadian M.R., Olyaei G., Jalaie S. (2012). The beneficial effects of adding low level laser to ultrasound and exercise in Iranian women with shoulder tendonitis: a randomized clinical trial. J Back Musculoskelet Rehabil. 25(1):13-9.

Othman A., Taylor G. (2004). Is the constant score reliable in assessing patients with frozen shoulder? 60 shoulders scored 3 years after manipulation under anesthesia. Acta Orthop Scand. 75: 114–116.

Owens B.D., Dawson L., Burks R., Cameron K.L. (2009). Incidence of shoulder dislocation in the United States military: demographic considerations from a high-risk population. J Bone Joint Surg Am. 91(4):791-796.

Panjabi M.M. (1985). The human spine: story of its Biomechanical Functions. Biomechanics IX-A, 219-223, Champaign: Human Kinetics.

Park G., Kim C.D., Park S.B., Kim M.J., Jang S.H. (2011). Reliability and usefulness of the pressure pain threshold measurement in patients with myofascial pain. Ann Rehabil Med. 35(3):412-417.

Park H.B., Yokota A., Gill H.S., El Rassi G., McFarland E.G. (2005). Diagnostic accuracy of clinical tests for the different degrees of subacromial impingement syndrome. J Bone Joint Surg Am. 87(7):1446-1455.

Parsons B.O., Gruson K.I., Chen D.D., Harrison A.K., Gladstone J., Flatow E.L. (2010). Does slower rehabilitation after arthroscopic rotator cuff repair lead to long-term stiffness?. J Shoulder Elbow Surg. Oct;19(7):1034-9.

Paungmali A., Vicenzino B., Smith M. (2003). Hypoalgesia induced by elbow manipulation in lateral epicondylalgia does not exhibit tolerance. J Pain. Oct;4(8):448–54.

Perry J. (1983). Anatomy and biomechanics of the shoulder in throwing, swimming, gymnastics and tennis. Clin Sports Med. 2: 247-70.

Philadelphia Panel Evidence-Based Clinical Practice Guidelines on Selected Rehabilitation Interventions for Shoulder Pain. (2001). Phys Ther. 81:1719 -30.

Pollock R.G., Bigliani L.U. (1993). Glenohumeral instability: evaluation and treatment. J Am Acad Orthop Surg. Oct;1(1):24–32.

Poppen N.K., Walker P.S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. J Bone Joint Surg Am. 58:195-201.

Pouliart N., Gagey O. (2005a). The arthroscopic view of the glenohumeral ligaments compared with anatomy: Fol. Or Fac. J Shoulder Elbow Surg; 3:324.328.

Pouliart N., Gagey O. (2005b). Reconciling arthroscopic and anatomic morphology of the humeral insertion of the inferior glenohumeral ligament. Arthroscopy; 21:979-984.

Powers C., Landel R., Sosnick T., Kirby J., Mengel K., Cheney A., Perry J. (1997). The effects of patellar taping on stride characteristics and joint motion in subjects with patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther. Dec;26(6): 286-91.

Provencher, M. (2011). Hill-Sachs Injuries of the Shoulder. En: Abrams, Management of the Unstable Shoulder: Arthroscopic and Open Repair. EE.UU.: Slack. pp. 235-252.

Rabini A., Piazzini D.B., Bertolini C., Deriu L., Saccomanno M.F., Santagada D.A., Sgadari A., Bernabei R., Fabbriciani C., Marzetti E., Milano G. (2012). Effects of local microwave diathermy on shoulder pain and function in patients with rotator cuff tendinopathy in comparison to subacromial corticosteroid injections: a single-blind randomized trial. J Orthop Sports Phys Ther. Apr;42(4):363-70.

Razmjou H., Bean A., Macdermid J.C., van Osnabrugge V., Travers N., Holtby R. (2008). Convergent validity of the Constant-Murley outcome measure in patients with rotator cuff disease. Physiother Can. 60:72–9.

Rechardt M., Shiri R., Karppinen J., Jula A., Heliövaara M., Viikari-Juntura E. (2010). Lifestyle and metabolic factors in relation to shoulder pain and rotator cuff tendinitis: a population-based study. BMC Musculoskelet Disord. 11:165.

Reed Group. (2009). Rotator cuff tear. En: The medical disability advisor: workplace for guidelines for disability duration. Westminster (CO): Reed Group. p 10.

Reeves J.L., Jaeger B., Graff-Radford S.B. (1986). Reliability of the pressure algometer as a measure of myofascial trigger point sensitivity. Pain. 24:313–321.

Reinold M.M., Curtis A.S. (2013). Microinstability of the shoulder in the overhead athlete. Int J Sports Phys Ther. Oct;8(5): 601-16.

Reinold M.M., Escamilla R.F., Wilk K.E. (2009). Current concepts in the scientific and clinical rationale behind exercises for glenohumeral and scapulothoracic musculature. J Orthop Sports Phys Ther. Feb;39(2):105-117.

Ricard F. (2007). Tratamiento osteopático de las algias del raquis torácico. Madrid: Editorial Médica Panamericana.

Richards R.D., Sartoris D.J., Pathria M.N., Resnick D. (1994). Hill-Sachs Lesion and Normal Humeral Groove: MR Imaging Features Allowing Their Differentiation. Radiology. 190:665-668.

Robertson V.J., Baker K.G. (2001). A review of the therapeutic ultrasound: effectiveness studies. Phys Ther. Jul;81(7):1339-50.

Rockwood C.A., Matsen F.A. (1990). The Shoulder. W.B. Saunders, Philadelphia, London, Toronto. 33-48.

Rocourt M.H., Radlinger L., Kalberer F., Sanavi S., Schmid N.S., Leunig M., Hertel R. (2008). Evaluation of intratester and intertester reliability of the Constant- Murley shoulder assessment. J Shoulder Elbow Surg. 17:364–9.

Rodríguez J.J., Tristán M. (1996). Enfoque diagnóstico en el hombro doloroso. En: Rodríguez J.J., Valverde L., eds. Manual de traumatología en atención primaria. 147-149.

Rouvière H., Delmas A. (2005). Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 2. Tronco. 11ª ed. Masson.

Rouvière H., Delmas A. (2005). Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 3. Miembros. 11ª ed. Masson.

Rowe C.R., Patel D., Southmayd W.W. (1978). The Bankart procedure: a long-term end-result study. J Bone Joint Surg Am. Jan; 60(1):1-16.

Roy J.S., MacDermid J.C., Woodhouse L.J. (2010). A systematic review of the psychometric properties of the Constant-Murley score. J Shoulder Elbow Surg. 19:157–64.

Santonja F., Martínez I. (1992). Clínica y exploración de las alteraciones axiales del raquis y pelvis. En: F Santonja, I Martínez. Valoración Médicodeportiva del escolar (pp.207-221). Secretariado de Publicaciones: Universidad de Murcia.

Saltychev M., Äärimaa V., Virolainen P., Laimi K. (2015). Conservative treatment or surgery for shoulder impingement: systematic review and meta-analysis. Disabil Rehabil. 37(1):1-8.

Scoliosis Research Society. (2006). Clasificación, en www.srs.org. Extraído el 2 de Diciembre de 2006.

Schellingerhout J.M., Verhagen A.P., Thomas S., Koes B.W. (2008). Lack of uniformity in diagnostic labeling of shoulder pain: time for a different approach. Man Ther. Dec;13(6):478-83.

Scheüermann H.W. (1921). Kyfosis dorsalis juvenilis. Zeitschrift fu̇r Orthopädie Chirurgie, 41, 305-317.

Schmidt S., Bullinger M. (2003). Current issues in cross-cultural quality of life instrument development. Arch Phys Med Rehabil. 84 4 Suppl 2:S29–34.

Schulte E., Ciubotariu A., Arendt-Nielsen L., Disselhorst-Klug C., Rau G., Graven-Nielsen T. (2004). Experimental muscle pain increases trapezius muscle activity during sustained isometric contractions of arm muscles. Clin Neurophysiol. Aug;115(8):1767-78.

Selkowitz D.M., Chaney C., Stuckey S.J., Vlad G. (2007). The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 37:694–702.

Serna L., Santonja F., Pastor A. (1996). Exploración clínica del plano sagital del raquis. Selección, 5(2), 36-50.

Sherrington C. (1952). The integrative action of the nervous system. Yale University Press, New Haven.

Silliman J.F., Hawkins R.J. (1993). Classification and physical diagnosis of instability of the shoulder. Clin Orthop. 291:7-19.

Silverstein B., Viikari-Juntura E., Kalat J. (2002). Use of a prevention index to identify industries at high risk for work-related musculoskeletal disorders of the neck, back, and upper extremity in Washington state, 1990-1998. Am J Ind Med. Mar;41(3):149-169.

Slupik A., Dwornik M., Bialoszewski D., Zych E. (2007). Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja. 9(6):634–43.

Smith J.G. (1834). Pathological appearances of seven cases of injury of the shoulder joint with remarks. Am J Med Sci. 16:219-24.

Snyder S.J., Karzel R.P., Del Pizzo W., Ferkel R.D., Friedman M.J. (1990). SLAP lesions of the shoulder. Arthroscopy. 6:274-279.

Sobotta J. (1990). Atlas de anatomía humana. Volumen 1. Cabeza, cuello, miembro superior y piel. 19ª ed. Madrid: Médica Panamericana.

Solem-Bertoft E., Thuomas K.A., Westerberg C.E. (1993). The influence of scapular retraction and protraction on the width of the subacromial space. An MRI study. Clin Orthop Relat Res. Nov;(296): 99–103.

Sorensen H.K. (1964). Scheuermann Juvenile Kiphosis. Copenhagen: Munksgaard.

Souvlis T., Vicenzino B., Wright A. (2005). Neurophysiological effects of spinal manual therapy. In: Boyling J., Jull G., editors. Grieve's modern manual therapy the vertebral column. Sydney: Churchill Livingstone. pp. 367–79.

Sperber A.D. (2004). Translation and validation of study instruments for cross-cultural research. Gastroenterology. Jan;126(1 Suppl 1):S124-8.

Stagnara P. (1987). Deformaciones del raquis. Barcelona: Masson.

Steinbeck J., Liljenqvist U., Jerosch J. (1998). The anatomy of the glenohumeral ligamentous complex and its contribution to anterior shoulder stability. J Shoulder Elbow Surg; 7:122-126.

Strunce J.B., Walker M.J., Boyles R.E., Young B.A. (2009). The immediate effects of thoracic spine and rib manipulation on subjects with primary complaints of shoulder pain. J Man Manip Ther. 17(4):230-6.

Sullivan M. (2003). The new subjective medicine: taking the patient's point of view on health care and health. Soc Sci Med. Apr;56(7):1595-604.

Takala E.P. (1990). Pressure pain threshold on upper trapezius and levator scapulae muscles. Repeatability and relation to subjective symptoms in a working population. Scand J Rehabil Med. 22(2):63–68.

Tasu J.P., Miquel A., Rocher L., Molina V., Gagey O., Bléry M. (2001). MR evaluation of factors predicting the development of rotator cuff tears. J Comput Assist Tomogr. Mar-Apr;25(2):159-63.

Tate A.R., McClure P.W., Young I.A., Salvatori R., Michener L.A. (2010). Comprehensive impairment-based exercise and manual therapy intervention for

patients with subacromial impingement syndrome: a case series. J Orthop Sports Phys Ther. Aug;40(8):474-93.

Terwee C.B, Bot S.D., de Boer M.R., van der Windt D.A., Knol D.L., Dekker J., Bouter L.M., de Vet H.C. (2007) Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. J Clin Epidemiol. Jan; 60(1): 34–42.

Teys P., Bisset L., Collins N., Coombes B., Vicenzino B. (2013). One-week time course of the effects of Mulligan's Mobilisation with Movement and taping in painful shoulders. Man Ther. Oct;18(5):372-7.

Thelen M.D., Dauber J.A., Stoneman P.D. (2008). The clinical efficacy of Kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. J Orthop Phys Ther. 38: 389-395.

Thompson C.W., Floyd R.T. (1996). Manual de kinesiología estructural. Barcelona: Paidotribo.

Tyler T.F., Roy T., Nicholas S.J., Gleim G.W. (1999). Reliability and validity of a new method of measuring posterior shoulder tightness. J Orthop Sports Phys Ther. May;29(5):262-9; discussion 270-4.

Uhthoff H.K., Loehr J.W. (1997). Calcific tendinopathy of the rotator cuff: pathogenesis, diagnosis, and management. J Am Acad Orthop Surg. 5(4):183-191.

Urayama M. (2001). Function of the 3 portions of the inferior glenohumeral ligament: a cadaveric study. J Shoulder Elbow Surg. 10;589-594.

Urwin M., Symmons D., Alison T., Brammah T., Busby H., Roxby M., Simmons A., Williams G. (1998). Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. Ann Rheum Dis. 57(11):649-655.

Vaccaro A.R., Silber J.S. (2001). Post-traumatic spinal deformity. Spine (suppl); 26:S111-8.

Van Den Ende C.H., Rozing P.M., Dijkmans B.A., Verhoef J.A., Voogt-van der Harst E.M., Hazes J.M. (1996). Assessment of shoulder function in rheumatoid arthritis. J Rheumatol. Dec;23(12):2043-8.

Van der Heijden G.J.M.G. (1996). Shoulder disability questionnaire: design and responsiveness of a functional status measure. In: Shoulder disorder treatment: efficacy of ultrasound and electrotherapy [PhD thesis]. Maastricht: Datawyse/ University Press Maastricht, 1996: 79-91.

Van der Heijden G.J. (1999). Shoulder disorders: a state-of-the-art review. Baillieres Best Pract Res Clin Rheumatol, 13(2), 287-309.

Van der Heijden G.J., van der Windt D.A., de Winter A.F. (1997). Physiotherapy for patients with soft tissue shoulder disorders: a systematic review of randomised clinical trials. BMJ. 315:25–30.

Vanderweeën L., Oostendorp R.A.B., Vaes P., Duquet W. (1996). Pressure algometry in manual therapy. Man Ther. Dec;1(5): 258-265.

Van der Windt D.A., Koes B.W., Boeke A.J., Deville W., De Jong B.A., Bouter L.M. (1996). Shoulder disorders in general practice: prognostic indicators of outcome. Br J Gen Pract 46:519–23.

Van Holsbeeck E., DeRycke J., Declercq G., Martens M., Verstreken J., Fabry G. (1992). Subacromial impingement: open versus arthroscopic decompression. Arthroscopy. Apr;8(2):173-8.

Vas J., Ortega C., Olmo V., Perez-Fernandez F., Hernandez L., Medina I., Seminario J.M., Herrera A., Luna F., Perea-Milla E., Mendez C., Madrazo F., Jimenez C., Ruiz M.A., Aguilar I. (2008). Single-point acupuncture and physiotherapy for the treatment of painful shoulder: a multicentre randomized controlled trial. Rheumatology (Oxford). Jun;47(6):887-93.

Vega-Gutiérrez A.E., Gómez-Pérez M.G. (2014). Lesión de Hill-Sachs evaluada con resonancia magnética. Anales de Radiología México.13:136-142.

Vicenzino B., Paungmali A., Buratowski S., Wright A. (2001). Specific manipulative therapy treatment for chronic lateral epicondylalgia produces uniquely characteristic hypoalgesia. Man Ther. Nov;6(4):205–12.

Walch G., Liotard J.P., Boileau P., Noël E. (1991). Posterior-superior glenoid impingement. Another shoulder impingement. Rev Chir Orthop Reparatrice Mot. 77(8):571-4.

Walther M., Werner A., Stahlschmidt T., Woelfel R., Gohlke F. (2004). The subacromial impingement syndrome of the shoulder treated by conventional physiotherapy, self-training, and a shoulder brace: results of a prospective, randomized study. J Shoulder Elbow Surg. Jul-Aug;13(4):417-23.

Warfel, J.H. (1993). The Extremities: Muscles and Motor Points (6th ed.). Philidelphia: Lea & Febiger.

Warner J.J., Micheli L.J., Arslanian L.E., Kennedy J., Kennedy R. (1992). Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moiré topographic analysis. Clin Orthop Relat Res. Dec;(285):191-9.

Wheeler J.H., Ryan J.B., Arciero R.A., Molinari R.N. (1989). Arthroscopic vs. nonoperative treatment of acute shoulder dislocation in young athletes. Arthroscopy. 5(3):213-7.

Wenger D.R., Frick S.L. (1999). Scheuermann kyphosis. Spine, 24(24), 2630-2644.

Whiteley R., Ginn K., Nocholson L., Adams R. (2006). Indirect Ultrasound Measurement of humeral torsion in adolescent baseball players and non-athletic adults: Reliability and significance. J Sci Med Sport. Aug;9(4): 310-8.

Wild D., Grove A., Martin M., Eremenco S., McElroy S., Verjee-Lorenz A., Erikson P. ISPOR Task Force for Translation and Cultural Adaptation. (2005). Principles of good practice for the translation and cultural adaptation process for patient-reported outcomes (PRO) measures: report of the ISPOR Task Force for Translation and Cultural Adaptation. Value Health. 8:94-104.

Wilk K.E., Arrigo C. (1993). Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder. J Orthop Sports Phys Ther. 18:365-378.

Wilk K.E., Meister K., Andrews J.R. (2002). Current concepts in the evaluation and treatment of the overhead throwing athlete. Am J Sports Med. 30(1):136-151.

Winters J.C., Sobel J.S., Groenier K.H., Arendzen J.H., de Jong B.M. (1999). The long-term course of shoulder complaints: a prospective study in general practice. Rheumatology 38:160e3.

Wolfgang G.L. (1974). Surgical repair of tears of the rotator cuff of the shoulder. Factors influencing the result. J Bone Joint Surg Am. 56:14–26.

Wright A. (1995). Hypoalgesia post manipulative therapy: a review of a potential neurophysiological mechanism. Man Ther. Nov;1(1):11–6.

Wright R.W., Baumgarten K.M. (2010). Shoulder outcomes measures. J Am Acad Orthop Surg. 18:436-44.

Yema P.A., García-Bonzón J., Morano G. (1996). Anatomía artroscópica de las articulaciones del hombro. 33° Congreso Asociación Rioplatense de Anatomía. Corrientes.

Yema P., García-Bonzón J., Morano G., Gelber P.E. (1999). Estudio Anatómico de la Fisiopatología Propioceptiva Escápulo-Humeral. 36° Congreso de la Asociación Rioplatense de Anatomía, Mendoza, Argentina.

Yian E.H., Ramappa A.J., Arneberg O., Gerber C. (2005). The Constant Score in normal shoulders. J Shoulder Elbow Surg. 14:128–33.

Yocum L.A. (1983). Assessing the shoulder. History, physical examination, differential diagnosis, and special tests used. Clin Sports Med. 2:281–9.

Yu J.S., Ashman C.J., Jones G. (2002). The POLPSA lesion: MR imaging findings with arthroscopic correlation in patients with posterior instability. Skeletal Radiol. 31: 396-399.

Yu H., Côté P., Shearer H.M., Wong J.J., Sutton D.A., Randhawa K.A., Varatharajan S., Southerst D., Mior S.A., Ameis A., Stupar M., Nordin M., van der Velde G.M., Carroll L., Jacobs C.L., Taylor-Vaisey A.L., Abdulla S., Shergill Y. (2015). Effectiveness of Passive Physical Modalities for Shoulder Pain: Systematic Review by the Ontario Protocol for Traffic Injury Management Collaboration. Phys Ther. Mar;95(3):306-18.

Zajt-Kwiatkowska J., Rajkowska-Labon E., Skrobot W., Bakula S., Szamotulska J. (2007). Application of Kinesio Taping for treatment of sport injuries. Research Yearbook. 13: 130-134.

11. Anexos

Anexo I. Hoja de información para los participantes y consentimiento informado

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

TÍTULO DEL ESTUDIO

"Eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso".

Investigador principal: David Saorín Morote, alumno del Programa de Doctorado Fisioterapia, Ejercicio Físico y Salud del Departamento de Fisioterapia, Facultad de Medicina de la Universidad de Murcia.

¿QUÉ ES EL SÍNDROME DE HOMBRO DOLOROSO?

El Síndrome de hombro doloroso se caracteriza por dolor localizado en la región del hombro, a veces extendido al miembro superior, y puede constituir una situación de urgencia por la impotencia funcional que origina. El dolor de hombro es responsable de entre el 16% y el 26% de los dolores músculo esqueléticos, y es la tercera causa más común de la consultas en atención primaria por estos problemas.

En España la prevalencia se sitúa entre 70 y 200 por 1.000 adultos, y alrededor de un cuarto de los pacientes con episodios de hombro doloroso, refieren episodios previos.

El dolor de hombro es a menudo recurrente y persistente, lo que conlleva un importante consumo de recursos asistenciales y pérdidas productivas por absentismo laboral. Debido a la complejidad del diagnóstico se acepta la denominación de "Síndrome de hombro doloroso", y se recomienda la clasificación de los pacientes basándose en su respuesta al tratamiento y a las características clínicas.

El presente estudio pretende conocer la eficacia del tratamiento de terapia manual con movilización torácica analítica, combinada con un vendaje funcional en pacientes diagnosticados de Síndrome de hombro doloroso.

PROCEDIMIENTO Y PARTICIPACIÓN EN EL PROYECTO

Se trata de un estudio que se va a llevar a cabo en la Clínica Alfonso X de Cieza, con personas mayores de edad, diagnosticadas de hombro doloroso, que soliciten tratamiento por el mismo. Los pacientes pueden provenir también por derivación de otros especialistas.

Se seleccionarán personas con dolor de hombro, que cumplan con los criterios de inclusión que identifican el hombro doloroso.

Los pacientes serán evaluados mediante pruebas funcionales de Fisioterapia y la cumplimentación de cuestionarios con preguntas no comprometidas acerca de las características del dolor, y las actividades de la vida diaria tanto antes de iniciar el tratamiento como al finalizar el mismo y 3 meses después. Además se recogerán datos sobre la evolución en distintos momentos, durante el tiempo que dure el tratamiento, el cual se estima que sea entre 2-6 sesiones aproximadamente.

Los pacientes diagnosticados de Síndrome de hombro doloroso serán asignados a dos grupos de tratamiento. Ambos grupos recibirán tratamiento que incluya terapia manual con movilización torácica analítica, combinada en cada grupo con un vendaje funcional. Todos los métodos de tratamiento administrados han demostrado su eficacia previamente.

Tanto las evaluaciones como el tratamiento lo realizarán fisioterapeutas expertos en dolor de hombro.

Se le invita a participar en un proyecto de investigación realizado en personas con dolor de hombro. Lea detenidamente la información que le proporcionamos.

Su participación es voluntaria y si decidiera no participar, esto no afectará a posibles tratamientos presentes o futuros. Puede hacer cuantas preguntas quiera y el equipo investigador se las resolverá.

Si decide participar en el estudio se compromete a recibir las sesiones de evaluación y tratamiento, y una vez realizadas éstas concluirá su participación en el estudio y no se le exigirá que dedique ningún tiempo extra al mismo.

¿QUIÉN REALIZA LA INVESTIGACIÓN?

El estudio se realiza en el seno del Departamento de Fisioterapia de la Facultad de Medicina de la Universidad de Murcia, como parte de Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado "Ejercicio Físico, Fisioterapia y Salud". El investigador principal es David Saorín Morote.

BENEFICIOS POTENCIALES PARA EL SUJETO

Si usted voluntariamente decide participar en el estudio, ha sido seleccionado y ha entrado a formar parte del estudio, podrá conocer si el funcionamiento de su hombro es o no el adecuado, la causa de sus molestias, y someterse a un programa de Fisioterapia que probablemente redundaría en mejoras de su dolor de hombro. Además, estará contribuyendo a que se conozca más acerca de ese problema.

RIESGOS O MOLESTIAS QUE PUEDEN DERIVARSE DEL ESTUDIO

Los procedimientos empleados tanto en la evaluación como en el tratamiento, no serán dolorosos, y en absoluto invasivos, no se derivan riesgos ni molestias de los mismos. Previa a la aplicación del vendaje funcional, siempre se realizará una prueba de alergia, para asegurar que no aparezcan reacciones adversas indeseadas a cualquiera de los componentes del mismo.

PROTECCIÓN DE LOS DERECHOS DEL PARTICIPANTE

Tanto si finaliza el estudio como si no, sus datos serán confidenciales, y se le garantiza que su nombre no saldrá en ninguna publicación o informe relativo al estudio. Todos los resultados obtenidos se harán constar en una base de datos en la que se mantendrán anónimos de forma permanente mediante una codificación. Si deseásemos publicar una imagen suya será previo consentimiento firmado de usted. En cualquier momento usted puede abandonar el estudio y revocar su deseo de participar en él. Los datos que recogemos como parte de este estudio, serán compartidos con otros investigadores, ni su nombre ni las imágenes excepto que tengamos su consentimiento explícito para esto último.

DATOS QUE SE VAN A RECOGER

Edad, sexo, los resultados del test y cuestionarios, el tratamiento recibido y los datos de su evolución. Su nombre y teléfono de contacto se le solicitarán el primer día para poder citarle los días sucesivos, sin embargo, como se le ha explicado se mantendrán codificados y exclusivamente los conocerá el investigador principal.

PROTECCIÓN DE DATOS Y CONFIDENCIALIDAD

Según la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal (LOPD) se garantiza que el participante tendrá poder de control sobre sus datos personales teniendo derecho de acceso, rectificación, cancelación y oposición.

PERSONA DE CONTACTO

En caso de duda o necesidad pueden contactar con el investigador principal del estudio a través del teléfono o correo electrónico que se indica a continuación.

Teléfono: 677574350

E-mail: david.saorin@um.es

Antes de tomar su decisión, haga tantas preguntas como desee hasta asegurarse de que lo ha entendido y desea participar.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO Y FIRMA

Proyecto: "Eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso".

Yo, _____ (nombre y apellidos del paciente), con DNI _____ he leído la información que se me ha entregado.

He podido hacer preguntas sobre el proyecto.

He recibido suficiente información sobre el mismo.

He hablado de ello con _____ .

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirar mi consentimiento:

1º. Cuando quiera.

2º. Sin tener que dar explicaciones.

3º. Sin que esto repercuta en mi atención en el centro.

Presto libremente mi conformidad para participar en el proyecto.

FIRMA DEL PACIENTE Nombre Fecha

Yo he explicado por completo los detalles relevantes de este proyecto a la persona implicada en el estudio.

FIRMA DEL INVESTIGADOR Nombre Fecha

Se entrega copia de este documento a la persona a la que va dirigido.

Revocación del consentimiento

Yo, D/Dña _____ revoco el consentimiento prestado en fecha _____ y no deseo continuar participando en el estudio "Eficacia de la terapia manual y el vendaje funcional en el tratamiento del Síndrome de hombro doloroso".

Firma del paciente Firma del investigador

Fecha: Fecha: