Estudio de la aplicación y los efectos a cortoplazo del Kinesiotaping sobre el músculo trapecio superior en personas con dolor cervical Inespecífico.

Luciana Moizé Arcone

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

uic
barcelona

Estudio de la aplicación y los efectos a corto plazo del Kinesiotaping sobre el músculo trapecio superior en personas con dolor cervical inespecífico

Memoria de Tesis para optar al grado de Doctor
Programa de Doctorado de Fisioterapia

Doctoranda: Luciana Moizé Arcone
Director: Dr. Gil Rodas Font

AGRADECIMIENTOS

Llegado ya a la fase final de este trabajo, me gustaría agradecer a todas aquellas personas, familiares y amigos que han facilitado la realización del mismo. Sin lugar a duda, es un trabajo en equipo.

Ha sido un duro y largo camino en el que he tenido a mi lado a las personas adecuadas que en todo momento me han animado para seguir adelante.

En primer lugar, agradecer al Dr. Gil Rodas por aceptar ser mi director de tesis; gracias por dedicarme tiempo, que sabemos no te sobra, gracias por ser tan cercano. Siempre que te he necesitado no has fallado.

En segundo lugar, me gustaría agradecer a Cati y a todo su equipo de Baasys, que me han hecho sentir como en casa. Me abrieron las puertas de par en par y compartieron conmigo todos los conocimientos necesarios para que pudiera realizar una buena recogida de datos sin apenas conocerme. Gracias Cati por explicarme una y otra vez la emg. Siempre estaré agradecida por todo el conocimiento compartido y por tu disponibilidad incondicional para ayudarme cuando más lo necesitaba; por animarme a seguir adelante cuando dejaba de ver la línea de meta y por mil cosas más.

Gracias a mis compañeros de despacho y profesión de la UIC, muchos de ellos más que compañeros….amigos!. Laia, siempre has creído en mi y has estado a mi lado lo que has podido; Anna, gracias por esforzarte en explicarnos los misterios de la emg, una tarea algo difícil, pero lo has conseguido. Juanjo, Pere, ya son muchos años juntos, gracias por animarme y ser mis amigos. Rosa, Ernesto, Pol, Jordi, Marta, Cari, gracias a todos.

Montse, no se si tengo palabras para agradecer todo lo que eres capaz de hacer por tus amigos. Tienes un corazón muy grande. Seguro que encuentras a la persona adecuada que valore lo que realmente vales, sólo tienes que esperar; lo bueno está por venir. Gracias de todo corazón. Si algo me llevo de este duro trabajo es tu amistad. Quién ha dicho que de una tesis sólo aprendemos conocimiento científico?. Sin dudas, yo me llevo valores.

Laura, son muchos años ya que nos conocemos, gracias por confiar en mi, por ayudarme cuando lo necesitaba. Durante este proceso, se pasan por muchas etapas y muchas veces te sientes sola; pero ahí estabas tu; en el momento que lo necesitaba, cuando necesitaba una guía. Gracias por dedicarme tu tiempo.

Xavi! Gracias por ayudarme en la recogida de datos, sin personas como tu, dispuestos a ayudar, no hubiera sido lo mismo. Gracias por presentarme a tu familia!.

Todo esto no hubiera sido posible sin la GRAN familia que tengo, empezando por mi mamá. La de horas que has tenido que cuidar de tus nietos no tiene precio. Gracias mami por ayudarme, aunque regañabas un poco…, contando los días que quedaban para el final de la recogida de datos…. y deseando que llegara el final de la tesis, casi más que yo! pero siempre terminabas cuidando a los nenes. Gracias a mi papá, a mis hermanas y mis cuñados por estar cuando los necesitaba.

Dani, se que no ha sido nada fácil para ti. Espero estar a tu altura ahora que te paso el relevo. Si he podido llegar hasta aquí, es gracias a ti, gracias por estar a mi lado.

Gracias a Leticia por cuidar de Màxim, Daniela y Paula, en general, de todos nosotros. Sin lugar a duda, los más perjudicados de este trabajo, a los que he privado de tiempo y dedicación.

Gracias a Nurieta y Carol, amigas de siempre y para siempre.

Gracias a todos los voluntarios que participaron en la recogida de datos, sin los cuales, no podría haber realizado el estudio.

Índice de contenido

Índice de figuras xi

Índice tablas xv

Listado de abreviaturas, siglas y acrónimos xix

RESUMEN xxi

1. INTRODUCCIÓN 23

1.1. Kinesiotape, historia y definición 25

1.1.1. Técnicas de aplicación 26

1.1.2. Efectos terapéuticos 36

1.1.3. Aplicaciones terapéuticas del Kinesiotaping 39

1.1.3.1. Disminución del dolor y mejora del rango de movilidad 39

1.1.3.2. Influencia sobre la fuerza muscular 53

1.1.3.3. Otras aplicaciones terapéuticas 60

1.2. Dolor cervical 62

1.2.1. Dolor Cervical inespecífico (nonspecific neck pain) 63

1.3. Patología muscular 68

1.3.1. Sobrecarga muscular, contractura muscular 69

1.4. Anatomía y función del músculo Trapecio 70

1.5. Exploración y Valoración muscular 75

1.6. Abordaje de la sobrecarga muscular del trapecio superior en el dolor cervical inespecífico 94

2. JUSTIFICACIÓN 97

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS 103

3.1. HIPÓTESIS 105

3.2. OBJETIVOS 105

4. MATERIAL Y MÉTODOS 107

4.1. Tipo de diseño 109

4.2. Población de estudio 110

4.2.1. Criterios de inclusión y exclusión 110

4.2.2. Procedencia de los individuos 111
4.2.3. La muestra. Cálculo del tamaño de la muestra 111
4.2.4. Método de muestreo 112
4.2.5. Asignación de los grupos 112
4.3. Variables 112
4.3.1. Definición y medición de las variables (recogida de datos) 113
4.4. Descripción de la intervención 140
4.5. Procedimiento general del estudio 143
4.6. Análisis estadístico 143
5. CONSIDERACIONES ÉTICAS 147
6. RESULTADOS 151
6.1. Resultados de las variables sociodemográficas y del cuestionario de salud general SF-36 153
6.2. Resultados de las variables de estudio 159
6.2.1. Resultado del Cuestionario sobre el dolor cervical (NPQ) 159
6.2.2. Resultados obtenidos de la EVA 161
6.2.3. Resultados obtenidos con el algómetro 163
6.2.4. Resultados de la valoración de la amplitud articular activa 167
6.2.5. Resultados obtenidos de la valoración de la fuerza isométrica en posición neutra 179
6.2.6. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 25º de rotación derecha 187
6.2.7. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 25º de rotación izquierda 193
6.2.8. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 45º de rotación derecha 199
6.2.9. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 45º de rotación izquierda 205
6.2.9.1. Fuerza isométrica en flexión a 45º de rotación izquierda 205
6.2.9.2. Fuerza isométrica en extensión a 45º de rotación izquierda 207

6.2.10. Resultados de la valoración muscular mediante el registro electromiográfico 211
6.2.11. Efecto inmediato del uso del Kinesiotaping 223
7. DISCUSIÓN 229
8. CONCLUSIONES 243
9. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y LÍNEAS DE FUTURO 247
10. BIBLIOGRAFÍA 251
11. ANEXOS 269

Índice de figuras

Figura 1. Tira en I. *27*
Figura 2. Tira en X. *27*
Figura 3. Tira en Y. *28*
Figura 4. Tira en abanico o pulpo. *28*
Figura 5. Tira en tela de araña. *28*
Figura 6. Tira en donut. *28*
Figura 7. Técnica muscular a nivel de la musculatura parevertebral. *30*
Figura 8. Técnica ligamentaria a nivel del ligamento colateral lateral del tobillo. *31*
Figura 9. Técnica tendinosa a nivel del tendón de aquiles y fascia plantar. *31*
Figura 10. Técnica linfática a nivel del brazo. *32*
Figura 11. Técnica para abrir espacio a nivel de la columna lumbar. *33*
Figura 12. Técnica correctiva a nivel de la rótula. *34*
Figura 13. Técnica para tratar hematomas. *35*
Figura 14. Pliegues cutáneos producido por el kinesiotape. *38*
Figura 15. Trapecio superior *71*
Figura 16. Función del Trapecio superior durante la marcha *72*
Figura 17. Función de la musculatura anterior y posterior del cuello. *74*
Figura 18. Factores que afectan la señal EMG. *78*
Figura 19. Parámetros de amplitud EMG estándar basados en la curva de EMG rectificada *79*
Figura 20. Onda EMG *82*
Figura 21. Parámetros de frecuencia estándar EMG *83*
Figura 22. Descomposición de la señal basado en la FFT. *85*
Figura 23. Ilustración esquemática del desplazamiento de frecuencia hacia frecuencias más bajas en las contracciones y cálculo del índice de fatiga muscular sostenida. *85*
Figura 24. Pendiente de la recta del test de fatiga. *87*
Figura 25. Multi-Cervical Unidad MCU. *94*
Figura 26. Tipo de diseño. *109*
Figura 27. Algómetro FDIX. *115*
Figura 28. Valoración del UDP. *116*
Figura 29. Posición paciente MCU. *120*
Figura 30. Valoración de la movilidad de flexión cervical. *121*
Figura 31. Valoración de la movilidad de extensión cervical. *122*
Figura 32. Valoración de la movilidad en rotación cervical. *123*
Figura 33. Valoración de la movilidad en inclinación lateral de la columna cervical. *125*
Figura 34. Valoración de la fuerza isométrica en extensión (pos.neutra). *127*

Figura 35. Valoración de la fuerza isométrica en flexión (pos.neutra). 127
Figura 36. Valoración de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (pos.neutra). 129
Figura 37. Valoración de la fuerza isométrica a 25º de rotación izquierda. .. 130
Figura 38. Valoración de la fuerza isométrica a 45º de rotación izquierda. .. 130
Figura 39. EMG ME 6000, MEGA. 131
Figura 40. Electrodos. 131
Figura 41. Colocación de los electrodos. 133
Figura 42. CVM trapecio superior. 134
Figura 43. Test de fatiga trapecio superior sin KT. 135
Figura 44. Test de fatiga del trapecio superior con KT. 135
Figura 45. Señal RAW de la CVIM. 136
Figura 46. Señal de la CVIM rectificada con RMS averaging. 137
Figura 47. Cálculo de la CVIM. 137
Figura 48. Señal RAW del Tes de fatiga. 138
Figura 49. Cálculo de la fatiga con FFT. 138
Figura 50. Señal del Test fatiga rectificada con RMS averaging. 139
Figura 51. Cálculo de la activación muscular teniendo en cuenta la CVM. .. 139
Figura 52. Aplicación del kinesiotape en el trapecio superior. 141
Figura 53. Realización del Test de Fatiga con el kinesiotape en el trapecio superior. 142
Figura 54. Esquema general del estudio. 143
Figura 55. NPQ en la 1ª y 3ª sesión. 160
Figura 56. UDP 1ª y 3ª sesión. Lado que presentó más dolor. 165
Figura 57. UDP 1ª y 3ª sesión en el lado que presentó menos dolor. 167
Figura 58. ROM en flexión en la 1º y 3ª sesión. 169
Figura 59. ROM en extensión en la 1ª y 3ª sesión. 171
Figura 60. ROM en inclinación lateral derecha en la 1ª y 3ª sesión. 173
Figura 61. ROM en inclinación lateral izquierda en la 1ª y 3ª sesión. 175
Figura 62. ROM en rotación derecha en la 1ª y 3ª sesión. 177
Figura 63. ROM en rotación izquierda en la 1ª y 3ª sesión. 179
Figura 64. Fuerza isométrica en flexión (p.n.) en la 1ª y 3ª sesión. 181
Figura 65. Fuerza isométrica en extensión (p.n.) en la 1ª y 3ª sesión. 183
Figura 66. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (p.n.) en la 1ª y 3ª sesión. 185
Figura 67. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (p.n.) 1ª y 3ª sesión. 187
Figura 68. Fuerza isométrica en flexión (25º rot.D) 1ª y 3ª sesión. 189
Figura 69. Fuerza isométrica en extensión (25ºrot.D) 1ª y 3ª sesión. 191
Figura 70. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (25ªrot.D.) 1ª y 3ª sesión. 193
Figura 71. Fuerza isométrica en flexión (25ªrot.I.) 1ª y 3ª sesión. 195
Figura 72. Fuerza isométrica en extensión (25ªrot.I.) 1ª y 3ª sesión. 197

Figura 73. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (25ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión. *199*
Figura 74. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.D.) 1ª y 3ª sesión. *201*
Figura 75. Fuerza isométrica en extensión (45ºrot.D.) 1ª y 3ª sesión. *203*
Figura 76. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (45ºrot.D.) 1ª y 3ª sesión. *205*
Figura 77. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión. *207*
Figura 78. Fuerza isométrica en extensión (45ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión. *209*
Figura 79. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (45ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión. *211*

Índice tablas

Tabla 1. Tensión de la venda según técnica a aplicar. 35
Tabla 2. Clasificación de la lesión muscular. 69
Tabla 3. Variables sociodemográficas de la muestra. 154
Tabla 4. Resultados del SF-36. 157
Tabla 5. Comparación entre grupo control y experimental entre las dimensiones del SF-36. 158
Tabla 6. Resultados NPQ 1ª y 3ª sesión. 159
Tabla 7. Estadísticos del GLM del NPQ. 160
Tabla 8. Pregunta núm.10 NPQ. 3ª sesión. 161
Tabla 9. Resultados de la EVA. 162
Tabla 10. Estadísticos del GLM de la EVA. 162
Tabla 11. UDP lado que presentó más dolor. 163
Tabla 12. Estadísticos del GLM de UDP en el lado que presentó más dolor. 164
Tabla 13. UDP en el lado que presentó menos dolor. 166
Tabla 14. Estadísticos del GLM del UDP en el lado que presentó menos dolor. 166
Tabla 15. ROM en flexión 1ª y 3ª sesión. 168
Tabla 16. Estadísticos de GLM del ROM en flexión 1ª y 3ª sesión. 168
Tabla 17. ROM en extensión en la 1ª y 3ª sesión. 170
Tabla 18. Estadísticos del GLM del ROM en extensión. 170
Tabla 19. ROM en inclinación lateral derecha. 172
Tabla 20. Estadísticos del GLM del ROM en inclinación lateral derecha. ... 172
Tabla 21. ROM en la inclinación lateral izquierda. 174
Tabla 22. Estadísticos del GLM del ROM en inclinación lateral izquierda... 174
Tabla 23. ROM en rotación derecha. 176
Tabla 24. Estadísticos del GLM del ROM en rotación derecha. 176
Tabla 25. ROM en rotación izquierda. 178
Tabla 26. Estadísticos del GLM del ROM en rotación izquierda. 178
Tabla 27. Fuerza isométrica en flexión (p.n.). 180
Tabla 28. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (p.n.). ... 180
Tabla 29. Fuerza isométrica en extensión (p.n.). 182
Tabla 30. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (p.n.). 182
Tabla 31. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (p.n.). 184
Tabla 32. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación lateral (p.n.). 184
Tabla 33. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (p.n.). 186

Tabla 34. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (p.n.). 186
Tabla 35. Fuerza isométrica en flexión (25º rot.D). 188
Tabla 36. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (25º rot.D). 188
Tabla 37. Fuerza isométrica en extensión (25ªrot.D.). 190
Tabla 38. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (25ºrot.D.). 190
Tabla 39. Fuerza isométrica en inclinación derecha (25ºrot.D). 192
Tabla 40. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación derecha (25ºrot.D.). 192
Tabla 41. Fuerza isométrica en flexión (25ºrot.I.). 194
Tabla 42. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (25ªrot.I.). 194
Tabla 43. Fuerza isométrica en extensión (25ªrot.I.). 196
Tabla 44. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (25ºrot.I.). 196
Tabla 45. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (25ªrot.I.). 198
Tabla 46. Estadísticos de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (25ºrot.I.). 198
Tabla 47. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.D.). 200
Tabla 48. Estadísticos del GLM de la flexión (45ºrot.D.). 200
Tabla 49. Fuerza isométrica en extensión (45ºrot.D.). 202
Tabla 50. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (45ºrot.D.). 202
Tabla 51. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (45ªrot.D.). 204
Tabla 52. Estadísticos del GLM en la fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (45ºrot.D.). 204
Tabla 53. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.I.). 206
Tabla 54. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (45ªrot.I.). 206
Tabla 55. Fuerza isométrica en extensión (45ªrot.I.). 208
Tabla 56. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (45ºrot.I.). 208
Tabla 57. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (45ºrot.I.). 210
Tabla 58. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (45ºrot.I.). 210
Tabla 59. Resultados del registro emg (test de fatiga-Hz.; lado que presentó mayor dolor). 212
Tabla 60. Estadísticos del GLM del registro emg (fatiga-Hz.; lado que presentó mayor dolor). 213
Tabla 61. Resultados del registro emg (test de fatiga-%.; lado que presentó mayor dolor). 214

Tabla 62. Estadísticos del GLM del registro emg (test de fatiga-%; lado que presentó mayor dolor). *214*
Tabla 63. Resultados del registro emg (test de fatiga-Hz.; ladoq ue presentó menos dolor). *215*
Tabla 64. Estadísticos del GLM del registro emg (test de fatiga-Hz.; lado que presentó menos dolor). *216*
Tabla 65. Resultados del registro emg (test de fatiga-%; del lado que presentó menos dolor). *217*
Tabla 66. Estadísticos del GLM del registro emg (test fatiga-%; del lado que presentó menos dolor). *217*
Tabla 67. Duración del test isométrico. *218*
Tabla 68. Estadísticos del GLM del test isométrico. *219*
Tabla 69. %CVIM del lado que presentó mayor dolor. *220*
Tabla 70. Estadísticos del GLM del %CVIM del lado que presentó mayor dolor. *221*
Tabla 71. %CVIM del lado que presentó menos dolor. *222*
Tabla 72. Estadísticos del GLM del %CVIM del lado que presentó menos dolor. *222*
Tabla 73. Efecto inmediato del KT (registro emg; lado que presentó mayor dolor). *224*
Tabla 74. Efecto inmediato del KT (registro emg; lado que presentó menos dolor). *225*
Tabla 75. Tiempo de duración del test isométrico SKT y CKT. *226*
Tabla 76. %CVIM SKT y CKT (lado que presentó mayor dolor). *227*
Tabla 77. %CVIM SKT y CKT (lado que presentó menos dolor). *227*

Listado de abreviaturas, siglas y acrónimos

AVD	Actividades de la vida diaria
CCs	Coeficientes de correlación interclase
CKT	Con kinesiotaping
CMRR	Common Mode Rejection Ratio
COV	Coeficiente de variación
CVM	Contracción voluntaria máxima
CVIM	Contracción voluntaria isométrica máxima
D	Derecha
DSP	Densidad del espectro de potencia
EMG	Electromiografía
EMGS	Electromiografía de superficie
EVA	Escala visual analógica
GLM	Modelo lineal general
I	Izquierda
IMC	Índice de masa corporal
KT	Kinesiotaping
MCU	Multi cervical unidad
N	Newtons
NPQ	Northwick park neck pain questionaire
OMS	Organización mundial de la salud

PLC	Músculo peroneo lateral corto
PLL	Músculo peroneo lateral largo
p.n.	Posición neutra
ROM	Rango de movilidad activa
SENIAM	Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de músculos
SKT	Sin kinesiotaping
SPADI	Shoulder pain and disability index
Rot.	Rotación
TNM	Medical taping concept
UDP	Umbral de dolor a la presión
VNM	Vendaje neuromuscular

RESUMEN

Desde hace unos años se está utilizando el kinesiotaping (KT) en la práctica del fisioterapeuta como parte del tratamiento en las distintas patologías del aparato locomotor. Entre los principales efectos descritos están la analgesia, por disminución de la presión en los receptores nociceptivos, la mejora de la circulación sanguínea y linfática y un efecto a nivel del tono del músculo esquelético. Existen diferentes técnicas de aplicación en función del objetivo que se busque y la zona donde se aplica, siendo la más utilizada a nivel de la musculatura esquelética. El objetivo de esta tesis es estudiar los efectos del Kinesiotaping aplicado con la técnica muscular a nivel del trapecio superior cuando éste se encuentra con una sobrecarga muscular.

Para ello se ha planteado un ensayo clínico aleatorizado en la que han formado parte 102 voluntarios mayores de edad de ambos sexos que padecían dolor inespecífico de la columna cervical con dolor a nivel del trapecio superior derecho, izquierdo o ambos. Se valoró la percepción del dolor mediante la escala visual analógica (EVA) y un algómetro de presión, la movilidad articular activa (ROM) de la columna cervical, la fuerza muscular isométrica de la musculatura cervical mediante la MCU y la actividad muscular mediante la electromiografía de superficie (EMG), tomando como referencia la contracción voluntaria máxima y el test de fatiga o test isométrico para el trapecio superior. Se tomaron medidas basales, a los 3 días y a la semana de empezar el tratamiento.

A los individuos que se incluyeron en el grupo experimental se les aplicó la técnica muscular con el KT a nivel del trapecio superior, que se mantuvo durante 72 horas. Todos los participantes en el estudio realizaron cada día (hasta la 2 sesión) un estiramiento en tensión activa del trapecio superior derecho e izquierdo.

El resultado obtenido mostró una diferencia estadísticamente significativa pre y post tratamiento, tanto en el grupo control como en el experimental, no encontrándose diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos de intervención. Por lo que no se pudo concluir que el kinesiotaping sea una técnica eficaz en el tratamiento sintomático del dolor cervical de origen inespecífico si se compara con la realización de estiramientos en tensión activa del músculo trapecio superior.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Kinesiotape, historia y definición

El Kinesiotaping (KT), también conocido como vendaje neuromuscular, kinesio tape o medical taping concept, es una técnica de tratamiento que en los últimos años se está implementando de manera considerable en la práctica del fisioterapeuta como parte del tratamiento en las distintas patologías del aparato locomotor.

Fue creada por el Dr.Kenzo Kase en 1973, quiropráctico, originario de Japón, quién daba mucha importancia a la función muscular en la activación de los procesos naturales de autocuración del cuerpo. Por este motivo, ideó una técnica específica donde, tratando al músculo, el cuerpo buscaría la autocuración (1).

Para ello creó una venda elástica de algodón, con el objetivo de no limitar el movimiento articular y que pretende tener las mismas características que la piel (en cuanto a peso y grosor), con unas propiedades específicas, como son su elasticidad longitudinal total, dentro de un rango de 120-140%, al ser material muy resistente al agua, por lo que lo hace muy duradero (3-4 días), con un pegamento (libre de látex) discontinuo (visible por su dibujo en olas) permitiendo así una mejor ventilación (2), a pesar de ser un material hipoalérgico se han descrito casos de alergia a la venda (3-5).

Existen vendas de diferentes colores y diversas teorías acerca del uso de las mismas. Hay terapeutas que relacionan el uso de los distintos colores con la teoría de la medicina tradicional china, diferenciando en colores yin y colores yang; quienes realizan un test de kinesiología

para escoger el color más idóneo con la patología del paciente, en función del objetivo del terapeuta; quienes se rigen por la cromoterapia y hay otros que no tienen en cuenta el color a la hora de aplicar la técnica (6).

La venda se coloca de forma selectiva, directamente sobre la piel utilizando la técnica de aplicación escogida en función del objetivo deseado, con una tensión y forma determinada.

Cada una de las distintas técnicas se diferencia en el grado de tensión que apliquemos a la venda en el momento de su colocación. Esta tensión puede variar entre el 0% y el 100% de tensión (1,2). También se debe tener presente las distintas marcas de venda que existen en el mercado, ya que no todas tienen la misma resistencia y este hecho puede entorpecer el efecto deseado (7).

Como técnica tiene descritas unas contraindicaciones, absolutas y relativas, como son la presencia de trombosis, heridas en la piel (ya que no es una venda estéril y puede producir infección), traumatismos severos, edema general (de origen cardíaco o renal), carcinomas, ciertas aplicaciones locales durante el embarazo, irritabilidad a la venda, alteraciones de la piel y se han descrito algunos casos en diabetes (1,2,8).

1.1.1. Técnicas de aplicación

Existen distintas maneras de aplicar la venda sobre la zona a tratar. Para escoger la aplicación adecuada es importante conocer el diagnóstico de la lesión y el objetivo esperado tras su aplicación.

Lo primero que hay que hacer será preparar la piel para la aplicación de la venda, si es necesario limpiar y secar la piel, para obtener una buena adherencia de la misma. Será preferible una piel sin vello (2,9).

La longitud de la venda a utilizar se mide con la zona a tratar en estiramiento, que cubra toda la longitud del músculo, tendón, ligamento o zona a tratar. Se redondean las puntas para evitar que el roce con la ropa las despegue y así, aseguramos su mayor durabilidad. Independientemente de la técnica de aplicación los anclajes de la venda se aplicarán sin tensión. La venda se puede cortar de distintas formas según la técnica de aplicación y la zona a tratar. Existen 6 formas distintas de cortar la venda según Kenzo Kase (2):

1. Forma de I*:* se utiliza principalmente en la técnica tendinosa, ligamentaria y muscular. En la técnica muscular se utiliza prioritariamente en casos agudos con el objetivo de limitar el edema y el dolor.

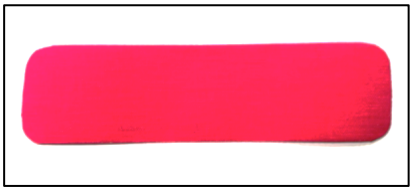
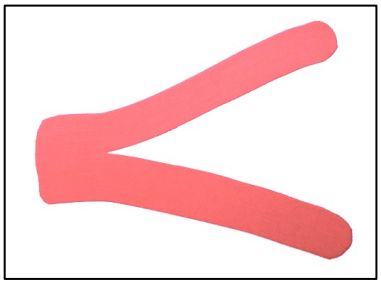


Figura 1. Tira en I.

2. Forma de X: se utiliza cuando el origen e inserción muscular cambian en función del patrón de movimiento angular (por ejemplo el romboides). Sigue los mismos principios que la técnica anterior.

Figura 2. Tira en X.



3. Forma de Y: es la más utilizada. Se coloca alrededor del vientre muscular en la técnica muscular. La tira debe ser aproximadamente 2 cm más larga de la longitud del músculo. Se utiliza tanto para casos subagudos y crónicos.

Figura 3. Tira en Y.

4. Forma de abanico o pulpo (fan): la venda se corta dejando un anclaje y luego se divide en 5 tiras longitudinales. Se utiliza en la técnica linfática.

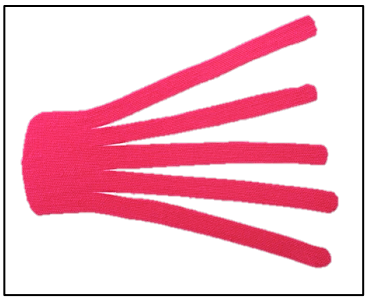
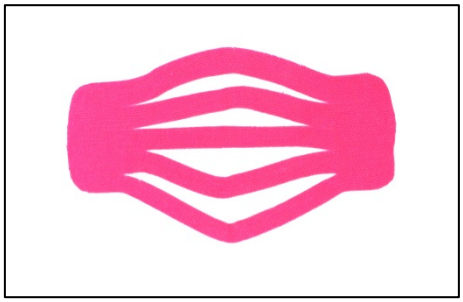


Figura 4. Tira en abanico o pulpo.



5. Forma de tela de araña (web): es una modificación de la forma anterior y se dejan dos anclajes y se realizan 4 cortes longitudinales. Se utiliza también en técnica linfática.

Figura 5. Tira en tela de araña.

6. Forma de donut: La tira se corta en forma de I y en el centro se hace una obertura. Se utiliza en edemas y en zonas específicas. Sueles colocarse 2 o 3 tiras superpuestas en distinta orientación, dejando el agujero en el centro de la zona a tratar.

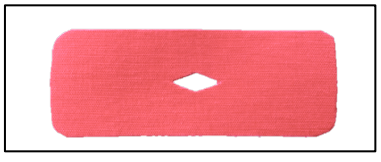


Figura 6. Tira en donut.

La venda se puede aplicar a menos del 50% (-50%) de tensión o a más del 50% (+50%) de tensión. En el primer caso, obtendremos un efecto de abrir espacio, un levantamiento de los tejidos. Una vez aplicada la venda sobre la piel, aparecerán unas ondulaciones que serán las responsables del aumento de espacio entre la epidermis y la dermis responsable de la disminución de la estimulación de los receptores nociceptivos y la mejora de la circulación de los fluidos. En este caso, una vez colocada la venda aparecerá un efecto de *recoil* sobre la misma, este efecto hará que la venda se retraiga hacia el lado que hemos pegado primero. Se diferencia el sentido o dirección de aplicación de la venda (dirección de la tensión) y el sentido o dirección de tratamiento (dirección terapéutica). En el caso que coloquemos la venda a -50% de tensión, la dirección terapéutica es opuesta a la dirección de tensión. Este nivel de tensión se utiliza, principalmente, para tratar cicatrices adheridas, tejidos comprimidos con exceso de tensión, lesiones agudas, problemas circulatorios, problemas linfáticos, patología neurológica y cuando se aplica en niños (2).

Si se aplica la venda a más del 50% de tensión obtendremos un efecto más de sostén, de compresión de los tejidos. En este caso, la dirección de la tensión es igual a la dirección terapéutica. Principalmente, se aplica esta tensión en cicatrices elevadas, tejidos con distensión, puntos gatillos, puntos de inhibición y puntos de estimulación (2).

Se diferencian distintas técnicas de aplicación del kinesiotaping, entre ellas: técnicas que se aplican sin tensión de la venda (normotensivas) y técnicas que se aplican con tensión de la venda.

Así mismo, según Kenzo Kase, existen distintas aplicaciones de la venda con tensión: la técnica de inhibición/facilitación muscular, la

técnica ligamento, la técnica tendón, la técnica linfática, la técnica para abrir espacio, las técnicas correctivas (de fascia y la técnica de corrección mecánica), las técnicas funcionales y las técnicas específicas como las que se utilizan para tratar los hematomas y cicatrices (1,2,6,9,10).

1. Técnica muscular (inhibición/facilitación): esta técnica se aplica sin tensión de la venda y en la teoría explicada por K.Kase, aunque sin evidencia científica hasta la fecha, diferencia entre el sentido de aplicación de la venda y el objetivo que se busca con la aplicación de la misma. Si el objetivo es la inhibición muscular la venda hay que aplicarla desde la inserción hacia el origen del músculo y si el objetivo es la facilitación se aplicará desde el origen hacia la inserción. La zona donde se aplica la venda debe estar en estiramiento. La venda puede cortarse en I o en Y. Si se trata de una patología aguda preferiblemente se usará la I, pero si es crónica se escogerá la forma de Y, rodeando el músculo a tratar (ver Figura 7).

Figura 7. Técnica muscular a nivel de la musculatura parevertebral.

2. Técnica ligamentaria: esta técnica sí que se aplica con la venda en tensión. Esta tensión puede ser entre el 50% y el 100%. La articulación donde se aplicará la venda deberá estar en posición funcional, evitando el estiramiento del ligamento, sobretodo en casos agudos. El anclaje de la venda se colocará siempre sin tensión para luego aplicar la tensión deseada y el anclaje final otra vez sin tensión (ver Figura 8).

Figura 8. Técnica ligamentaria a nivel del ligamento colateral lateral del tobillo.

3. Técnica tendinosa: esta técnica también se realiza con tensión de la venda del 50%-75%. La zona a aplicar, si la lesión lo permite, también se colocará en estiramiento. Se utiliza la venda cortada en forma de I y se aplica sobre el tendón a tratar (ver Figura 9).

Figura 9. Técnica tendinosa a nivel del tendón de aquiles y fascia plantar.

4. Técnica linfática: en esta técnica la venda se aplica sin estiramiento. Se utiliza la tira en forma de abanico o pulpo principalmente. A ser posible se estirará la piel de la zona a aplicar. La aplicación de la venda hace que tire hacia el punto que se ha pegado primero, por este motivo la técnica se aplicará de proximal a distal, en contra del flujo linfático. El anclaje suele colocarse próximo a los ganglios linfáticos y las tiras se colocaran de manera helicoidal a los largo de la extremidades. Dependiendo de la gravedad del problema pueden utilizarse más de una tira de tal forma que se crucen entre ellas (ver Figura 10).

Figura 10. Técnica linfática a nivel del brazo.

5. Técnica para abrir espacio: para realizar esta técnica se utiliza la venda en forma de I y pueden interponerse desde 2 hasta 4 tiras de tal forma que la zona de interés quede debajo de la superposición de las vendas. En esta técnica, la venda se aplica con una tensión que puede ir del 25%-50%. Suele aplicarse en lugares puntuales, por ejemplo sobre un punto gatillo, hernias discales (ver Figura 11).

Esta técnica se suele realizar directamente sobre puntos dolorosos, inflamación local, hinchazón o edema. Al elevar la piel se realiza una disminución de la presión que producirá una disminución de la estimulación de los nociceptores, a la vez que también producirá una mejora de la circulación sanguínea local, eliminando así mejor las sustancias irritantes para el tejido.

Esta técnica no suele aplicarse como tratamiento único, se utiliza para disminuir el dolor primario, mejorar la circulación, disminuir la inflamación y eliminar el edema para después continuar con otras técnicas terapéuticas (11).

Figura 11. Técnica para abrir espacio a nivel de la columna lumbar.

6. Técnicas correctivas: Corrección fascial: esta técnica se utiliza para realizar una corrección de la fascia, con la intención de simular la terapia manual. Existen dos posibilidades de aplicación: 1. Realizar previamente un posicionamiento manual de fascia y en un segundo momento aplicar el kinesiotaping con la intención de mantener la corrección realizada manualmente y 2. Aplicar la venda realizando unos movimientos oscilatorios con la intención de reducir la tensión y

las adherencias entre las capas de la fascia. La venda se aplica con 25-50% de tensión y suele utilizarse la venda en forma de Y. **Técnica de corrección mecánica:** esta técnica se utiliza sobre una estructura ósea con la intención de reposicionarla, igual que la técnica anterior tenemos la opción de realizar la corrección manualmente y luego colocar la venda en la dirección de la corrección con la intención de mantener el efecto realizado con la terapia manual o se realiza la corrección simplemente con el kinesiotaping. En este caso la venda suele utilizarse con del 50-75%. La venda se utiliza en forma de I o Y (2) (ver Figura 12).

Figura 12. Técnica correctiva a nivel de la rótula.

7. Técnica para tratar hematomas y cicatrices: En el tejido cicatricial (fibrótico) se aplica el esparadrapo en forma de enrejada encima de la cicatriz o la zona a tratar, esta enrejada se realiza con pequeñas tiras contadas en I (ver Figura 13). Se aplica el esparadrapo con un 75%a 85% de estiramiento desde el centro hacia los laterales o de una dirección. Los anclajes siempre se aplicaran sin estiramiento. Cuando se trata un hematoma las tiras se aplicaran con menos tensión (50% como máximo) (9-11).

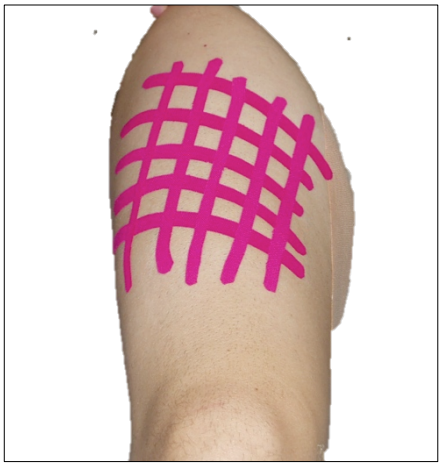


Figura 13. Técnica para tratar hematomas.

En la Tabla 1, se muestra un resumen de las diferentes tensiones que se le aplica a la venda en función de la técnica a realizar (ver Tabla 1).

Tabla 1. Tensión de la venda según técnica a aplicar.

Técnicas	Tensión de la venda
Muscular	0%-10%
Ligamentaria	50%-100%
Tendinosa	50%-75%
Linfática	0%-10%
Abrir espacio	25%-50%
Correctiva	Fascial 25%-50% Mecánica 50%-75%
Hematomas/cicatrices	75%-85%

1.1.2. Efectos terapéuticos

Los principales efectos terapéuticos descritos son la analgesia por disminución de la presión en los receptores nociceptivos, la mejora de la función muscular por la regulación del tono muscular (aumento o disminución), la mejora de la función articular gracias a la estimulación propioceptiva, la corrección de la posición articular y la dirección del movimiento y el aumento de la estabilidad y un último efecto sobre la mejora de la circulación sanguínea y linfática, favoreciendo la eliminación de bloqueos de la circulación sanguínea y evacuación linfática (2,8,9,11).

- **Activación del sistema analgésico endógeno:** una propiedad fundamental defendida por los creadores del kinesiotaping es la analgesia, justifican este efecto mediante el mecanismo descrito anteriormente y por su acción a nivel de los mecanoreceptores del dolor. A través de la adherencia de las vendas directamente sobre la piel se estimulan los mecanoreceptores y según el principio del gate control de Melzack y Wall, el mensaje nociceptivo llevado por las fibras lentas sería inhibido por la estimulación exteroceptiva que es conducida por las fibras rápidas a nivel del asta posterior de la médula espinal. El aumento de la circulación sanguínea y el drenaje linfático en una zona dolorosa e inflamada, disminuye los síntomas al drenar la acumulación de mediadores inflamatorios (histamina, prostaglandinas, leucotrienos, óxido nítrico, interleukina-7 (Il-6) y fosfolipasa A2), que sensibilizan los mecanoreceptores y nociceptores haciéndolos hiperexcitables, condición en el cual el más mínimo aumento de la compresión de los tejidos por el edema inflamatorio, se estimulan su input aferente, generando sensaciones dolorosas; lógicamente el hecho de que la venda de Kinesiotaping forme los pliegues cutáneos,

aumentaría los espacios intersticiales, separando la epidermis de la fascia superficial y profunda, lo cual liberaría la presión sobre los mecanoreceptores y nociceptores hipersensibles, disminuyendo las aferencias dolorosas (12).

- **Efecto sobre la función muscular:** permite ser un soporte de los músculos, facilitando o inhibiendo la contracción muscular según su aplicación. De esta manera permite equilibrar las tensiones musculares alrededor de una articulación (1,2).

El efecto que realiza la colocación del kinesiotaping sobre el músculo se debe a una acción mecánica. La capacidad elástica de la venda permite la retracción de la piel hacia el primer punto de adhesión (base) y por medio de la estimulación fascial de tracción hacia el origen o inserción provocaría una activación o una relajación del músculo. Este efecto mecánico mínimo, pero sostenido en el tiempo, tendría su acción en el tono muscular sobre el cual se aplica la venda. La venda se aplica a lo largo del cuerpo muscular para obtener un impacto directo sobre los receptores presentes en la zona (2,9).

Cai et al, en un reciente artículo en el 2015, realizó un ensayo clínico valorando el efecto del kinesiotape en los extensores de muñeca en deportistas sanos y no se encontró ninguna diferencia entre facilitación e inhibición entre las diferentes direcciones de aplicación de la venda (13).

- **Corrección de la función articular:** permite la readaptación de la función articular ayudando a la fisiología de la articular. A través de su efecto a nivel muscular se pueden corregir desequilibrios articulares que mejoran la estabilidad articular. A través de la estimulación de los

propioceptores los pacientes perciben una buena sensación de movimiento (2).

- **Mejora del flujo de los líquidos corporales:** se trata de una mejora del drenaje linfático y de la circulación sanguínea bajo la piel. Este efecto circulatorio puede atribuirse a las propiedades elásticas de la venda y la técnica de aplicación. Cuando se aplica la venda con la piel en estiramiento aparecen unos pliegues cutáneos superficiales que producen la elevación de la piel que generan un aumento del espacio subcutáneo donde se encuentran, entre otros, los capilares perilinfáticos, los vasos capilares y diversos receptores aferentes y eferentes (ver Figura 14). Cuando estos pliegues cutáneos se producen en una región con un edema local debido a un proceso inflamatorio agudo o crónico, la aplicación del Kinesiotaping libera la presión de los mecanoreceptores y capilares perilinfáticos con los que se restablece la circulación sanguínea y la evacuación linfática permitiendo la resolución del proceso inflamatorio al drenarse los mediadores químicos del proceso inflamatorio y del dolor (2,9).

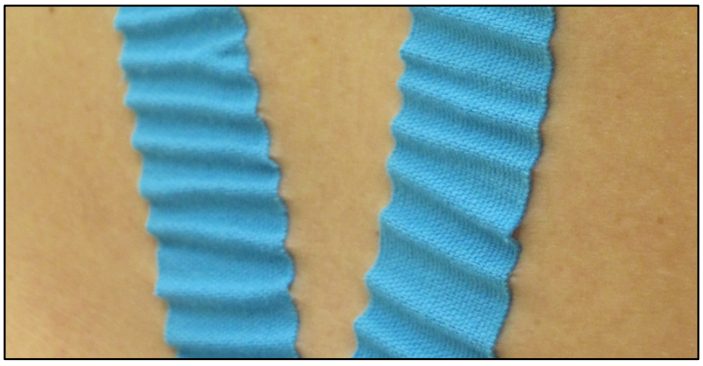


Figura 14. Pliegues cutáneos producido por el kinesiotape.

1.1.3. Aplicaciones terapéuticas del Kinesiotaping

Debido a la gran utilización de la técnica por parte de los fisioterapeutas, se han realizado diversos estudios que intentan valorar su efectividad en las distintas patologías del aparato locomotor, aun así, hay pocos estudios científicos con factor de impacto y calidad metodológica que hablan de las bases teóricas de la técnica.

Es en el ámbito deportivo donde se está aplicando más esta técnica, aunque también se le han descrito indicaciones y aplicaciones en el ámbito de la pediatría, la neurología y la patología vascular y linfática (14-17).

Se han realizados estudios sobre los distintos efectos terapéuticos, siendo los efectos que produce a nivel del sistema músculo esquelético los más estudiados hasta la fecha (18).

1.1.3.1. Disminución del dolor y mejora del rango de movilidad

En relación a la disminución del dolor existen, principalmente, estudios relacionados con el síndrome de *impingement* subacromial, epicondilosis lateral, el síndrome fémoro patelar y columna (cervical y lumbar)(12,19-27).

- Aplicaciones a nivel de las extremidades superiores:

Encontramos que los estudios realizados sobre la aplicación del kinesiotaping en la extremidad superior, son aquellos que tratan el *impingement* subacromial, siendo ésta la patología más estudiada (12,19,28-30). Seguido luego por la epicondilalgia lateral (31-34).

A nivel de la patología del hombro, uno de los primeros estudios en publicarse fue el de Thelen et al., en el 2008, donde realizaron un estudio prospectivo sobre el efecto a corto plazo del kinesiotaping en 42 sujetos con patología subacromial. Se utilizó un grupo experimental utilizando un kinesiotaping terapéutico propuesto para esta patología por K.Kase y un grupo control con kinesiotaping placebo a nivel del hombro. Se valoró el dolor con la escala visual analógica (EVA), el rango de movimiento sin dolor con un goniómetro convencional y la discapacidad del hombro se valoró con el cuestionario *Shoulder pain and disability index* (SPADI), llegando a la conclusión de que el kinesiotaping puede ayudar en el tratamiento de la patología del hombro mejorando el rango de movimiento libre de dolor durante la abducción de hombro de forma inmediata, sin embargo a largo plazo no pudieron demostrar que resulte un tratamiento efectivo (12).

En el 2011, Kaya et al., obtuvieron resultados en la misma línea que los de Thelen et al. donde realizaron un estudio con el objetivo de comprar la eficacia del kinesiotape y de distintas técnicas de fisioterapia en la misma patología. Para ello compararon dos grupos de intervención, a uno de los cuales se aplicaba el kinesiotaping y una pauta de ejercicios para realizar en casa formada por ejercicios isométricos, ejercicios de movilidad articular, potenciación y estiramiento muscular y otro grupo que realizó la misma pauta de ejercicios para realizar en casa más el tratamiento estándar de

fisioterapia (US, TENS, ejercicios y calor). La variable principal fue el dolor y obtuvieron sólo las valoraciones subjetivas obtenidas del cuestionario de discapacidad del brazo, hombro y mano y del EVA donde valoraron el dolor funcional y nocturno. Ambos grupos obtuvieron una mejoría estadísticamente significativa entre las sesiones; pero no hubo diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos; con que concluyeron que su aplicación puede ser beneficiosa para reducir el dolor en esta patología (19). También se encontraron efectos beneficiosos del kinesiotaping en los trabajos realizados por García Muro en 2010 y Espejo Antúnez en 2011, pero tienen el inconveniente de tratarse de estudios de un sólo caso, por lo que el resultado carece de valor científico. Ambos valoraron principalmente el dolor y la amplitud articular (29,30).

En cuanto a las técnicas empleadas para tratar el *impingement* subacromial no todos los autores han realizado las mismas. Hay quién realiza la técnica muscular en deltoides y en supraespinoso en combinación con una corrección de la cabeza humeral hacia posterior (12,19,29), o sólo las técnicas musculares además del tratamiento de algún punto gatillo de la zona (30).

En el tratamiento de las epicondilalgias, González Iglesias et al. realizaron un tratamiento multimodal, donde estudiaron diferentes técnicas de fisioterapia como son, la manipulación cervical, las movilizaciones con movimiento de Mulligan, las manipulaciones de la muñeca, el tratamiento de los puntos patillo, el kinesiotaping y el tratamiento postural, todas ellas con el objetivo de disminuir el dolor y aumentar la funcionalidad de la extremidad superior afecta. El resultado fue beneficioso, sin embargo, este estudio carece de información relevante ya que no se ha estudiado la causa efecto de cada técnica de manera aislada, por lo que no podemos decir que el

kinesiotaping, por sí mismo, tiene un efecto beneficioso en el tratamiento de las epicondilalgias (32). Hay dos estudios realizados por Chang et al. sobre el efecto del kinesiotaping en la epincondilalgia medial, en un primer estudio piloto compara el efecto de la técnica muscular sobre los flexores del carpo con un grupo placebo y otro sin vendaje y valora su efecto sobre el dolor con el EVA y la fuerza máxima de los flexores de muñeca con un dinamómetro. El resultado que obtuvieron en cuanto al dolor, fue beneficioso; sin embargo, no se pudo demostrar a nivel de aumento de la fuerza (33). El segundo estudio, realizado en 2013 valoran sólo el efecto del KT sobre la fuerza muscular (34).

Lee 2015 evaluar el efecto del kinesiotaping sobre el grosor y % de CVIM del músculo bíceps braquial y el dolor subjetivo en el DOMS. El grosor muscular fue medido con un ultrasonido, la CVIM con la EMG y el dolor con la EVA. Para realizar el estudio indujeron un DOMS voluntariamente y cogieron medidas antes y después de producirlo (a las 24h, 48h y 72h). El grupo con el kinesiotaping reflejó un aumento del grosor muscular y una disminución del % de la CVIM a las 48 h después de la inducción del DOMS (35).

- Aplicaciones a nivel las extremidades inferiores:

Méndez-Rebolledo et al. en 2013 realizaron una revisión sistemática sobre los efectos del kinesiotaping en pacientes con el Síndrome (Sdme.) Fémoro patelar, con el fin de evaluar sus efectos en esta patología. Incluyeron 6 artículos y la calidad media fue baja. Entre todos ellos, se comparó la aplicación del kinesiotaping con la realización de ejercicios (20,27), electroestimulación más ejercicios (27), kinesiotaping placebo (36) y tape Mc Conell (26). El kinesiotaping fue aplicado mayoritariamente en forma de Y y sin tensión con el

objetivo de estimular el recto femoral, aunque también en algunos estudios se utilizó el kinesiotaping para estimular el vasto medial del cuádriceps y también se utilizó la venda en forma de I con la técnica correctiva para posicionar la rótula (36). Se observó el efecto del kinesiotaping a nivel del dolor y funcionalidad (20,27,36), del rango de movimiento, de la flexibilidad de los tejidos blandos, de la fuerza muscular (27,36), la sensación de posición articular y balance y la activación muscular (26,37).

En el trabajo realizado por Akbas et al. en 2011 realizaron un estudio sobre la aplicación del kinesiotaping en el Sdme. Fémoro patelar. Para este estudio realizaron la técnica muscular a nivel del cuádriceps, tensor de la fascia lata e isquiotibiales. Los sujetos realizaban un programa de fortalecimiento muscular y ejercicios de elongación y además a un grupo se le aplicó el kinesiotaping en los músculos anteriormente mencionados. El tratamiento duró 6 semanas y el vendaje fue cambiado cada 4 días. Observaron que los músculos que fueron vendados con kinesiotaping sufrieron una disminución del tono muscular más temprana mientras que el grupo control obtuvo la relajación muscular más tardía. Aun así, concluyeron que la aplicación del kinesiotaping no es suficiente en el tratamiento del sdme fémoro patelar con el objetivo de disminuir el dolor, mejorar la flexibilización de los tejidos blandos y la recolocación de la patela, ya que ésta no sufrió ningún cambio en su orientación (20).

Sólo hay un estudio que valora el rango de movimiento en sujetos con sdme. fémoro patelar y no se observaron diferencias significativas en este aspecto entre los dos grupos (kinesitaping más ejercicios o ejercicios más electroestimulación). Aunque hay que remarcar que la valoración se realizó con un goniómetro mientras se realizaba la

sentadilla y se realizó hasta la máxima amplitud o hasta que apareciera dolor (27).

Existe un estudio realizado por Firth et al. en el 2010 sobre individuos diagnosticados con una tendinopatía aquílea donde son comparados con un grupo control formados por individuos sanos. A todos los individuos se les aplicó la técnica de KT con tensión (50%-75% sobre el tendón y 15%-25% sobre la unión miotendinosa). Se pasó el cuestionario VISA-A, el EVA y se realizó el reflejo de Hoffman para valorar cambios de la excitabilidad de la motoneurona de la pantorrilla. Las medidas se tomaron antes de la aplicación del KT, durante y después de retirarlo. El objetivo del estudio fue estudiar el efecto del kinesiotaping en individuos con tendinopatía aquilea, valorando los beneficios a nivel de la disminución del dolor y la excitabildad de los músculos de la pantorrilla (con el salto monopodal). No se obtuvieron mejorías en la EVA en ninguno de los dos grupos de estudio ni tampoco hubieron cambios en la distancia del salto monopodal. En el reflejo de Hoffman a nivel del sóleo y gastrocnemios en el grupo control si que se observó un aumento de su amplitud una vez retirado el KT, mientras que en el grupo experimental no se encontraron beneficios (38).

A nivel de la fascitis plantar se realizó un estudio donde la muestra se dividió en grupo control (tratamiento de fisioterapia) y grupo experimental (tratamiento de fisioterapia y kinesiotaping) y se valoró el dolor, la funcionalidad y la imagen ecográfica de la fascia plantar. El estudio concluyó que en el grupo experimental había disminuido significativamente la percepción de dolor y ecográficamente hubo una disminución del espesor de la fascia a nivel insercional (39).

- Aplicaciones a nivel del tronco:

En la revisión bibliográfica realizada hasta junio de 2015, encontramos 7 artículos que hacían referencia específicamente al tratamiento con kinesiotaping a nivel de la columna cervical, siendo tres de ellos la aplicación sobre el músculo trapecio superior, unos sobre el músculo esplenio y tres sobre la musculatura paravertebral cervical.

En el año 2009 González Iglesias et al. realizaron un estudio con una muestra de 41 pacientes diagnosticados de wiplash en fase aguda, con el objetivo de valorar el efecto inmediato de la técnica y tras 24h de su aplicación en la disminución del dolor, el aumento de la movilidad articular en la discapacidad cervical. Por este motivo, los datos de las variables los recogieron al inicio, inmediatamente después de la aplicación de la venda y a las 24h. Los paciente se distribuyeron de manera aleatoria el primer día en los dos grupos de estudio. A un grupo se le aplicó la técnica muscular correctamente sobre la musculatura paravertebral cervical y al otro grupo se le aplicó un vendaje placebo. Los resultados obtenidos demostraron una disminución del dolor y una mejora de la movilidad articular inmediatamente después y a las 24 horas de su aplicación estadísticamente significativa, pero sin embargo, estas mejorías fueron pequeñas y clínicamente no fueron significativas(22).

Karatas et al. en su estudio en 2012 encontraron diferencias estadísticamente significativas pre y post tratamiento con el kinesiotaping en todas las variables estudiadas; pero realizaron un estudio donde no comprobaron el uso de la técnica con ningún otro tratamiento. Incluyeron a 32 médicos cirujanos, y les aplicaron la técnica a nivel cervical y lumbar con el objetivo de disminuir el dolor de espalda producido por las largas horas de trabajo, asociado a las

malas posturas realizadas. A todos ellos les hicieron una valoración de la movilidad cervical y lumbar, del dolor (EVA) y valoraron el índice de discapacidad lumbar y cervical. La venda la llevaron durante 4 días y las valoraciones, salvo la de dolor que se hizo cada día, se realizaron el día 1 y a los 4 días. Los individuos no realizaron ningún tratamiento adicional ni se comparó con otro grupo (21).

García Llopis y Campos Aranda en 2012 realizaron un ensayo clínico aleatorizado para valorar la efectividad del uso del kinesiotaping en el tratamiento de la cervicalgia mecánica. Valoraron el efecto que tenía la técnica sobre el dolor cervical, la movilidad cervical y el estado general de salud de los pacientes. La muestra utilizada fue de 10 pacientes donde se comparó el uso del kinesiotaping frente al no uso del mismo. Todos los pacientes que formaron parte del estudio recibieron el mismo tratamiento de fisioterapia, a razón de dos veces por semana durante 6 semanas. Este tratamiento consistía en la realización de movilizaciones pasivas analíticas de la columna cervical, masaje de la musculatura cérvico-escapular, la realización de estiramientos analíticos pasivos del músculo trapecio, esternocleidomastoideo, recto anterior del cuello y el escaleno anterior y posterior. Además realizaron ejercicios de movilidad cervical y de fortalecimiento en casa que previamente les habían enseñado. Al grupo experimental, después de la sesión de fisioterapia se le aplicó el vendaje sobre las fibras del trapecio superior derecho e izquierdo. La venda la llevaron puesta 3 días y en la siguiente sesión de fisioterapia se les volvió a aplicar. En cuanto a los resultados obtenidos, encontraron evidencia científica del uso del kinesiotaping en la mejora de la amplitud articular en flexión, extensión, inclinación izquierda de la columna cervical, así como también hubo una mejora estadísticamente significativa en la salud general medido con el cuestionario de salud SF-36. Por el contrario, no encontraron una

diferencia estadísticamente significativa en el uso del kinesiotaping para la disminución del dolor, aunque observaron una tendencia hacia la disminución del dolor a medida que aumentaba la amplitud articular. Los instrumentos utilizados para la valoración de las variables fueron la EVA para el dolor, la cinta métrica para la valoración de la movilidad cervical, el goniómetro de brazos para la valoración de la movilidad de la articulación glenohumeral y el cuestionario de SF-36 para la valoración del estado de salud general de los pacientes. Como limitaciones a destacar del estudio tenemos el número reducido de la muestra estudiada (40).

En el ensayo clínico aleatorizado realizado por Saavedra Hernández et al. en 2012 diseñaron un estudio para comparar el efecto del kinesiotaping con el efecto producido por una manipulación cervical. La muestra de este estudio la formaron 80 pacientes diagnosticados de cervicalgia mecánica y que acudieron a un centro privado de fisioterapia. A todos los participantes en el estudio se les realizó una valoración inicial de la intensidad del dolor cervical, de la movilidad articular de la columna cervical y del índice de discapacidad cervical. Para realizar estas valoraciones utilizaron la EVA, el NDI y un goniómetro universal. El mismo día de la valoración inicial, cada paciente recibió el tratamiento pertinente, que consistía en la aplicación del kinesiotaping a nivel de la musculatura paravertebral cervical o la realización de dos manipulaciones de alta intensidad (a nivel de C3 y de la charnela cérvico torácica). Los pacientes que se les aplicó el kinesiotaping lo llevaron puesto durante 6 días. A la semana de la intervención volvieron a repetir las valoraciones iniciales. Los resultados que obtuvieron no pudieron demostrar cuál de las dos técnicas utilizadas produjeron una mejoría en la sintomatología de los pacientes ya que ambos grupos obtuvieron una disminución similar en el dolor y en el NDI a la semana del tratamiento. A nivel de

la amplitud articular, el grupo que recibió las manipulaciones cervicales experimentó un incremento estadísticamente significativo de las amplitudes de las rotaciones cervicales; sin embargo, no hubo un aumento estadísticamente significativo en el resto de movimientos valorados (41).

A diferencia de los estudios explicados anteriormente, en el ensayo clínico realizado por Kavlak et al. en 2012 incluyeron en la muestra, pacientes con dolor en la columna cervical, pero que estuvieran diagnosticados de una hernia, una espondilosis o una radiculopatía cervical. La muestra final estuvo constituida por 60 pacientes, que de forma aleatoria se incluyen en uno de los 3 grupos de intervención. El grupo control realizó un tratamiento a base de técnicas convencionales de fisioterapia (aplicación de ultrasonidos, corrientes interferenciales, hotpack, masaje de la musculatura cervical y ejercicios de movilidad y de estiramiento), al grupo dos (grupo de movilizaciones), además de realizar las técnicas convencionales de fisioterapia, les realizaron unas técnicas específicas de movilización a base de tracciones y deslizamientos de las vértebras cervicales y al grupo tres (grupo del kinesiotaping), además de las técnicas convencionales de fisioterapia, le aplicaron el kinesiotaping a nivel cervical, sobre el músculo esplenio. A todos los individuos se les valoró el dolor y el índice de discapacidad cervical antes y al finalizar el tratamiento. El tratamiento tuvo una duración de 15 días. Las sesiones de fisioterapia fueron diarias y el kinesiotaping se aplicó después de cada sesión durante toda la intervención, en cambio, las movilizaciones específicas se realizaron sólo durante 5 sesiones en sesiones alternas. Los resultados obtenidos no indicaron ninguna mejoría estadísticamente significativa en del uso del kinesiotaping, ni en el dolor ni en el índice de discapacidad cervical (42).

En 2013, Dawood RS et al. realizaron un ensayo clínico con una muestra constituida por 54 individuos. Los individuos se distribuyeron de manera aleatoria en tres grupos de intervención. A un primer grupo se le aplicó la técnica de kinesiotaping a nivel de la musculatura paravertebral cervical y la charnela C7-D1. El tiempo que se dejó el vendaje fue de 4 días durante 4 semanas, realizando un total de 8 sesiones. Un segundo grupo recibió como tratamiento una tracción mecánica de la columna cervical, este tratamiento se realizó 3 veces por semana durante 12 semanas y un tercer grupo realizó ejercicios de estiramiento, de movilización y fortalecimiento de la musculatura cervical y del hombro. Todos los integrantes de los grupos de tratamiento también realizaron los ejercicios realizados por el grupo 3. Valoraron la lordosis cervical mediante un estudio radiológico utilizando la medición del ángulo de rotación cervical, la intensidad del dolor mediante el EVA y el índice de discapacidad cervical mediante el NDI. Con la realización de este estudio no se pudo evidenciar el efecto beneficioso del uso del kinesiotaping frente a la realización de la tracción cervical, ya que los valores obtenidos entre los dos grupos al final del tratamiento no fueron estadísticamente significativos (4).

Martínez Wong et al. en 2014 realizaron un ensayo clínico aleatorizado donde la muestra estuvo compuesta por 76 pacientes de ambos sexos que presentaban dolor mecánico de la columna cervical. Plantearon un estudio con tres grupos para valorar el efecto del kinesiotaping, con la técnica muscular sobre el trapecio fibras superiores. Cada paciente, de manera aleatoria, se le asignó a un grupo de tratamiento; donde al grupo 1 se le aplicaba la técnica correcta del kinesiotaping, al grupo 2 se le aplicaba la técnica incorrecta y al grupo 3 se le aplicó un tensoplast. Valoraron el dolor con la escala numérica del dolor, el índice de discapacidad cervical y el umbral de dolor a la presión. La medición del dolor y del umbral de

la presión la valoraron antes, inmediatamente después y a las 72h de la aplicación, que coincidía con el fin de la intervención y el índice de discapacidad cervical se valoró antes y a las 72h. Finalmente, fueron 64 pacientes los que terminaron correctamente el estudio y pudieron incluirse en él. Los resultados obtenidos en todas las valoraciones no mostraron una mejoría estadísticamente significativa entre los grupos en ninguna de las variables estudiadas; por lo que no pudieron demostrar el efecto beneficioso de la técnica utilizada (43).

En resumen, todos los estudios realizados con el kinesiotaping a nivel de la columna cervical, principalmente, valoraron su efecto sobre la disminución del dolor y aumento del ROM, en 4 de ellos no se encontró ninguna diferencia estadísticamente significativa (4,41-43), en uno de ellos se encontró una mejoría estadísticamente significativa en el aumento del ROM, pero no en la disminución del dolor (40) y en dos de ellos sí que se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables estudiadas (21,22). El tiempo de intervención fue muy variable entre los estudios. Se observó el efecto de forma inmediata, a las 24h, a las 72h, a los 4 días, a los 6 días, a los 15 días, 4 semanas y a las 6 semanas. Los beneficios encontrados del kinesiotaping fueron de forma inmediata, a las 24h y a los 4 días.

A nivel de la columna lumbar encontramos más estudios sobre los efectos del kinesiotaping, la gran mayoría de ellos valoran su efectividad en el aumento de la flexión de tronco (5,25,44,45). Alguno de estos artículos carecen de validez debido a que no tiene grupo control o simplemente se trate de un caso aislado (23,45,46). La patología mayoritariamente estudiada es el dolor lumbar de origen inespecífico (3,24,47-49).

A nivel de la mejora del rango de movimiento, Yoshida et al. realizaron en el año 2007 un estudio sobre la columna lumbar donde se

realizaron mediciones antes y después de la colocación de la venda a nivel del músculo sacroespinoso con la técnica muscular propuesta por Kenzo Kase y donde se estudiaron los movimientos de flexión, extensión e inclinación lateral; el único movimiento que mejoró tras la aplicación del kinesiotaping fue la flexión de tronco (25). Parecido fue el resultado encontrado en la investigación de Lemos et al. en 2014, donde valoró la aplicación del kinesiotaping a nivel de la fascia lumbar comparando entre no poner el tape, ponerlo con tensión y ponerlo sin tensión y donde la aplicación sin tensión resultó ser la más efectiva para el aumento de la flexión valorada con Test Schober lumbar (5). A este nivel también se ha realizado un estudio para determinar la influencia del kinesiotaping en la fatiga de la musculatura extensora lumbar y para ello se realizó el test Biering-Sorensen y donde la utilización del kinesiotaping obtuvo el mejor tiempo. Para ello se comparó con un grupo control sin venda y con un placebo (50).

Voglar y Sarabon en 2014 realizaron un estudio para valorar el efecto del kinesiotaping sobre las reacciones reflejas posturales. Realizando, de esta manera, un estudio más sobre el efecto propioceptivo de la venda. Para ello utilizaron 12 estudiantes sanos sin dolor lumbar en los últimos 6 meses y los dividieron en un grupo control que les ponían un placebo y un grupo experimental que les aplicaron las tiras de kinesio sobre la musculatura paravertebral y las espinosas lumbares. El kinesio fue aplicado con una tensión entre 50-60% y se dejó colocado durante 60 minutos. Pasados los 60 minutos se valoró la actividad eléctrica de los músculos del tronco con un EMG en distintas acciones de las extremidades superiores. Fue difícil encontrar diferencias entre las dos aplicaciones de vendaje (51).

Existen otros estudios donde se valora el efecto del kinesiotaping sobre el dolor agudo o crónico a nivel lumbar, obteniendo resultados

beneficiosos tras su aplicación. La técnica del kinesiotaping la utilizan de forma aislada o complementaria a otras técnicas de fisioterapia, como pueden ser los ejercicios activos (23,24). Paoloni et al. en el 2011 realizaron un ensayo clínico con tres grupos (ejercicio, kinesiotaping y ejercicios más kinesiotaping) para valorar el efecto inmediato y al mes del kinesiotaping sobre el dolor crónico lumbar de origen inespecífico y para ello utilizaron el EVA y el cuestionario de discapacidad Roland Morris y una valoración EMG de la musculatura paravertebral. Todos los grupos obtuvieron una disminución del dolor pero sólo el grupo en el que hacían ejercicios obtuvo una mejoría en el cuestionario (24).

En el 2012, Castro Sánchez y colaboradores investigaron el efecto del kinesiotaping en adultos, también con dolor inespecífico de la columna lumbar, comparándolo con un placebo. Valoraron el dolor, la discapacidad, el ROM en flexión de la columna lumbar y la fuerza isométrica de los músculos lumbares. El resultado obtenido fue que el kinesiotaping redujo el dolor y la discapacidad en la primera semana, pero sólo la disminución del dolor se mantuvo 4 semanas después. El beneficio sobre el incremento de la fuerza muscular fue poco significativo (47). Kachanathu et al. en el 2014 no pudo concluir que el kinesiotaping tenga un efecto beneficioso a nivel lumbar. Realizaron un estudio con el mismo perfil de sujetos que Castro Sánchez y Paoloni comparando su uso con un tratamiento de fisioterapia estándar que incluía estiramientos de la musculatura relacionada con la columna cervical y ejercicios de fortalecimiento abdominal. El kinesiotaping se aplicó sobre la musculatura erectora lumbar y se valoró al paciente con el EVA, el cuestionario de discapacidad Roland Morris y el Test Schober lumbar. A diferencia de Paoloni, Kachanathu sí que encontró una mejoría en el cuestionario de discapacidad en el grupo que llevaba el kinesiotaping (48). Parreira et al. en el 2014

realizaron un ensayo clínico con 148 sujetos con dolor crónico lumbar de origen inespecífico con el objetivo de saber si existía el mismo efecto si el Kinesiotaping se colocaba con una tensión entre el 10-15% para generar las convulsiones sobre la piel o si se colocaba sin tensión y no generaba las convulsiones en la piel. Al grupo experimental la venda se colocó con el paciente en posición neutra y al grupo control con el paciente en flexión de tronco, se utilizó la técnica muscular y se aplicó sobre los músculos erectores, colocando dos líneas paralelas a la columna. Se observaron los efectos durante 4 semanas y el vendaje se colocó dos veces a la semana. Todos los sujetos realizaron un tratamiento de fisioterapia adicional. Estudiaron tres variables: intensidad del dolor (EVA), la discapacidad asociada al dolor (Cuestionarios Roland Morris), la impresión global (escala del efecto global percibido). No encontraron diferencias entre los dos grupos y al no hacer un grupo sin la aplicación del kinesiotaping no pueden concluir si la aplicación de la venda ha sido beneficiosa en el tratamiento (52). Hagen et al. estudiaron la misma técnica y la misma aplicación, realizaron una comparativa entre no poner el vendaje, ponerlo y poner un tape rígido. Realizaron las mismas valoraciones que Parreiro et al. pero además valoraron la resistencia a la fatiga con el test de Sorensen como Álvarez-Álvarez et al. y no encontraron diferencia significativas en el test de Sorensen entre los distintos vendajes, pero si entre el kinesiotaping y no poner vendaje (49).

1.1.3.2. Influencia sobre la fuerza muscular

- Aplicaciones a nivel de la extremidad inferior:

A nivel de la extremidad inferior, la patología más frecuente estudiada es el síndrome fémoro patelar. En 2011 Aytar et al.

publicaron un estudio sobre los efectos inmediatos del Kinesiotaping sobre el dolor, la fuerza y el sentido de la posición articular y el equilibrio en personas con sdme. fémoro patelar. En este caso no se pudo demostrar que el kinesiotaping fuese efectivo en cuanto a la mejora del dolor y de la propiocepción; en cambio, sí que se ha halló un efecto significativo de mejora de la fuerza del músculo cuádriceps crural (36). Kuru et al. en 2012, también estudió el efecto del kinesiotaping en el sdme. Fémoro patelar y obtuvo una mejora de la fuerza muscular del cuádriceps, pero sin embargo, esta mejora tampoco fue significativa si se compara con otras intervenciones como son los ejercicios activos o la electroestimulación (27). En la misma patología se ha estudiado el efecto del kinesiotaping en la activación muscular del vasto medial y lateral del cuádriceps, es el caso de Chen et al. en 2007 que aplicó el kinesiotaping con el objetivo de inhibir el vasto lateral y activar el vasto medial del cuádriceps. Realizó un estudio con dos grupos (con y sin KT) y lo que pudo observar fue que el inicio de la actividad muscular se produjo antes en el vasto medial de los sujetos que tenían el kinesiotaping que los que no tenían la venda y en otro estudio, en el 2008, Chen et al. analizaron los efectos biomecánicos del kinesiotaping, en los mismos sujetos que en el estudio anterior, valoraron su efecto en la estabilización de la rótula aplicándolo sobre los vastos del cuádriceps y valoraron su efecto mientras subían y bajaban escaleras, concluyendo que existe una reducción del dolor en la rodilla y una mejora relación entre los vastos consiguiendo una mejor estabilización de la rótula (26,37).

Son numerosos los estudios que intentar valorar el efecto del kinesiotaping sobre la fuerza del músculo cuádriceps en sujetos sanos (53-60).

Recientemente, se ha publicado un ensayo clínico con jugadores de fútbol donde, mediante un EMG se midió la CVIM antes, inmediatamente después y a las 24 después de la aplicación del vendaje, a un cuádriceps se le aplicó el kinesiotape y al otro se le aplicó un vendaje placebo. No se encontró diferencia significativa entre el kinesiotaping y el placebo (53).

En el 2012, Vercelli et al., realizaron un estudio sobre el efecto inmediato del Kinesiotaping en la fuerza muscular, donde se aplicaron las técnicas musculares de facilitación e inhibición y placebo sobre el músculo cuádriceps en la extremidad dominante en personas sanas. Y al igual que Serra en el 2015, ninguna de las tres aplicaciones mostró un cambio significativo en la fuerza muscular y su rendimiento (54). Los estudios realizados por Tien-Cheng et al. en 2008, Lins et al. en 2013, Rodríguez-Moya et al. en 2011, Wong et al. en 2012 y Martínez-Gramage en 2011 tampoco pudieron demostrar los efectos positivos sobre la fuerza del kinesiotaping. Tien-Chen et al. valoraron la fuerza máxima concéntrica y excéntrica del cuádriceps y de los isquiotibiales con un dinamómetro isocinético realizando una comparativa con tres mediciones: sin kinesiotaping, inmediatamente después de colocarlo y a las 12 h. Lins et al. realizaron un estudio con el cuál pretendían observar el efecto inmediato del KT en el rendimiento neuromuscular y funcional. Para ello valoraron la actividad EMG del vasto lateral y luego aplicaron el KT. Al grupo experimental se le aplicaron las vendas a nivel del recto femoral, vasto medial y vasto lateral con una tensión del 50% y al grupo placebo se le aplicó un tape inelástico del mismo modo que el KT. Se realizaron 2 tests para valora la funcionalidad y la fuerza de la EEII (simple salto y triple salto). La estabilidad la valoraron con una plataforma con un baropodómetro. La fuerza muscular la valoraron con un dinamómetro (el mismo utilizado en los estudios anteriores). La EMG se registró en el momento de

extensión. No se demostraron cambios significativos en el registro electromiográfico antes del KT y al final en ninguno de los dos grupos; a nivel de la funcionalidad y el equilibrio de la extremidad inferior tampoco se obtuvieron resultados significativos entre los grupos (60). El trabajo realizado por Wong et al. es muy parecido a los anteriores, intentaron valorar el hipotético aumento de fuerza a nivel del vasto medial del cuádriceps, las mediciones las realizaron con el mismo dinamómetro. El KT fue aplicado sin tensión y los resultados coinciden con los anteriores. Rodríguez–Moya et al. valoraron la fuerza máxima y explosiva del cuádriceps, pero a diferencia de todos los estudios explicados, realizaron el vendaje propuesto por Pijnappel y no por Kenzo Kase como el resto de autores. Éste vendaje lo colocaron sin la zona en tensión y con una contracción isométrica del cuádriceps y con un 20-25% de tensión en la venda. Realizaron las valoraciones antes y después de la colocación de la venda y lo único que observaron fue una diferencia significativa en la variable del pico de la fuerza, todas las demás variables de fuerza máxima y explosiva no resultaron significativas. Concluyendo que el KT tiene un efecto inmediato en la fuerza isométrica produciendo una disminución del pico del torque (58). Y el estudio realizado por Martínez-Gramage et al. en 2011 intentan estudiar el efecto inmediato de 2 técnicas de KT en el vasto interno del cuádriceps sobre la respuesta refleja ante un desequilibrio rápido e inesperado sobre la rodilla. Para ello, realzaron 3 grupos: sin KT, con KT de origen a inserción y con KT de inserción a origen. Se realizó la técnica de vendaje propuesta por Kenzo Kase y a los participantes se les realizó un desequilibrio inesperado y mediante un electromiógrafo y un goniómetro electrónico se calculó el inicio exacto del desequilibrio y la respuesta muscular a este desequilibrio. El resultado obtenido fue que ninguna de las distintas maneras de colocar el kinesiotaping produjeron algún cambio significativo a nivel de la señal eléctrica del músculo, coincidiendo los resultados de este

estudios con los obtenidos por Vera-Gracia et al. en 2010 sobre la respuesta refleja del bíceps femoral y gemelo externo (57).

Contrariamente a lo que concluyeron los autores antes citados, existe un estudio publicado en el 2011 sobre el efecto del kinesiotaping sobre la fuerza muscular del cuádriceps comparándolo con el uso de una rodillera el cual demuestra que el kinesiotaping resulta ser más efectivo en la mejora de la estabilidad de rodilla que el uso de una rodillera e incluso que una combinación de ambos (rodillera más kinesitaping) y no poner nada (55). Hyeyoung et al. realizó el mismo estudio que Tien-Chen, utilizando el mismo dinamómetro y en este caso si que se observó un aumento significativo de la fuerza máxima (61).

En el 2007, Slupik et al., estudiaron el efecto del kinesiotaping en la actividad bioeléctrica del vasto medial del cuádriceps en pacientes sanos para valorar la durabilidad del efecto del kinesiotaping sobre la fuerza muscular, realizando una primera medición inmediatamente después de aplicar el kinesiotaping y tras 24 horas de su aplicación y un segunda medición a las 48h de haberlo retirado. Las conclusiones a las que llegaron fueron que el kinesiotaping aumentaba la actividad bioeléctrica del músculo después de las 24 horas de haberlo colocado y que este efecto se mantiene hasta las 48 horas siguientes de haberlo retirado. También observaron que el tono muscular, a partir del 4º día volvió a su estado normal. En este estudio, también sugieren que el uso del kinesiotaping colocado brevemente antes de la actividad muscular daría soporte a la función muscular activando la musculatura (62). Vithoulka et al. en 2010 demostraron que el kinesiotaping a nivel del cuádriceps aumentaba la fuerza excéntrica en sujetos no athléticos (56).

Un estudio comparativo entre el kinesiotaping y el tape no elástico durante la inversión brusca de tobillo; donde se estudió la actividad del músculo peroneo lateral largo (PLL) en mujeres deportistas, desestimó el uso del kinesiotaping como tratamiento preventivo en la entorsis en inversión de tobillo, ya que no se demostró un efecto de activación sobre el músculo peroneo lateral largo, mientras que el vendaje con tape inelástico puede mejorar la respuesta de activación del PLL. La técnica de kinesiotaping utilizada fue la técnica muscular aplicada de origen a inserción sobre el PLL con la intención de facilitar la activación muscular (63). Recientemente, se ha publicado un estudio similar sobre el esguince crónico de tobillo en jugadores de básquet, en el que realizan una comparativa entre el uso del kinesiotaping, el tape inelástico, un tape placebo y no llevar tape para objetivar cómo influyen éstos en el rendimiento funcional del deportista. Los deportistas tuvieron que realizar una serie de pruebas donde se les valoraba la agilidad, la propiocepción y coordinación con los 4 tipos de vendajes. Se aplicó el kinesiotaping sobre los músculos PLC y PLL, además se aplicó una tira sobre el ligamento tibiofibular anterior. Los autores del estudio no especifican si habían aplicado o no tensión en la venda. El resultado que obtuvieron fue que los participantes no mejoraron significativamente los resultados obtenidos antes del vendaje en las pruebas realizadas de agilidad, propiocepción y coordinación, por lo que los resultados obtenidos no fueron estadísticamente significativos; aunque con el *athletic tape* se obtuvieron unos mejores resultados en el test de propioceptivo (64).

Chen-Yu et al., en el 2011 publicaron un estudio en el que se valoraba la fuerza de reacción del tríceps sural durante el salto vertical, comparando el kinesiotaping con un vendaje placebo inelástico. Para ello utilizaron la electromiografía de superficie (EMGS), una plataforma de fuerza y un sistema de captura de imagen. Se realizó una primera

medición sin las vendas (kinesiotaping o placebo) y luego con la venda. Los resultados mostraron que, comparando con el registro basal, la fuerza de reacción vertical aumentaba con el kinesiotaping, aunque la altura del salto se mantuvo casi constante; mientras que el grupo con el placebo disminuyó la altura del salto y no hubo diferencia en la fuerza de reacción. También se encontró que la actividad EMG del gemelo interno tendió a aumentar en el grupo del kinesiotaping (65).

- A nivel de la extremidad superior:

Hsu et al en el 2009 realizó un estudio sobre el efecto del kinesiotaping en jugadores de baseball con *impingement* subacromial donde se valoró el efecto del kinesiotaping sobre la fuerza del trapecio inferior en comparación con un placebo. Se analizó la cinemática escapular durante distintas amplitudes de abducción del hombro y para ello utilizaron un electromiógrafo (EMG) y una captura de imagen. El resultado fue que tras la aplicación del kinesiotaping hay una tendencia al aumento de la fuerza (28).

A nivel de la musculatura del antebrazo, Chang et al en el 2010, realizaron un estudio, en sujetos sanos, para valorar el efecto del kinesiotaping sobre la fuerza muscular de la musculatura flexora de dedos en la fuerza de agarre máximo. Para ello se utilizó un dinamómetro de mano y no se encontraron diferencias entre el kinesiotaping, un vendaje placebo y no vendaje (66). Posteriormente realizaron un segundo estudio comparando el efecto del kinesiotaping en personas sanas y en personas diagnosticadas con una epicondilalgia medial. En este estudio, a todos los individuos se les realizaron tres mediciones en tres condiciones diferentes (sin KT, con KT con técnica muscular sobre los flexores de muñeca y con un

placebo), en todos ellos se les valoró la fuerza con un dinamómetro antes y después de la aplicación del vendaje y no se pudo demostrar el efecto beneficioso del KT (34). Contrariamente a los resultados obtenidos por Chang et al. encontramos un estudio realizado en el 2015 por Lemos et al. sobre sujetos sanos donde sí que obtuvieron resultados beneficiosos cuando aplicaron el kinesiotaping, con la tensión propuesta por Kenzo Kase, sobre la musculatura del antebrazo, en comparación con no aplicarle tensión o no aplicar el kinesiotaping (67). Fratocchi et al. en 2012, también obtuvieron resultados positivos en cuanto a la mejora de la fuerza concéntrica del bíceps braquial en sujetos sanos. Realizaron un estudio donde valoraron el efecto del kinesiotaping sobre la fuerza isométrica excéntrica y concéntrica del bíceps braquial, para ello aplicaron la venda con tensión desde la inserción hacia el origen en forma de I sobre el vientre muscular. Y lo compararon con un placebo y no poner venda. Observaron que habían diferencias en cuanto a la fuerza máxima entre los tres grupos. El grupo del kinesiotape obtuvo un aumento de la fuerza concéntrica cuando se comparó con el grupo que no tenía tape y un aumento de la fuerza excéntrica cuando se comparó con el grupo placebo pero no con el grupo sin tape y el grupo con el placebo obtuvo una disminución de la fuerza excéntrica cuando se comparó con el grupo de kinesiotape (68).

1.1.3.3. Otras aplicaciones terapéuticas

Uno de los efectos que se está estudiando en los últimos años, con buenos resultados, es el que tiene el kinesiotaping sobre la corrección mecánica. Encontramos estudios que intentan demostrar su efectividad a nivel de la corrección escapular, con el objetivo de prevenir o tratar el *impingement* subacromial (69,70), otro estudio en

el que intentan posteriorizar el hombro con una aplicación específica (71) y una posteriorización del hombro con el objetivo de aumentar la distancia entre húmero y el acromion (72).

Van Herzeele en el 2013 realizó un estudio parecido al realizado por Hsu en el 2009 pero con deportistas sanos, el objetivo del cuál fue estudiar la influencia del kinesiotaping en los movimientos escapulares con la idea de utilizar la técnica como prevención en aquellos deportes que utilizan la extremidad superior por encima de la cabeza. En este caso utilizaron una técnica correctiva descendiendo y posteriorizando la escápula. Realizaron un estudio cinemático del hombro en 3D antes y después de aplicar la venda y el resultado fue positivo, resultando el kinesiotape efectivo como preventivo en el impingement subacromial (69). Luque Suarez et al. en 2013 también realizó un estudio utilizando la técnica correctiva para valorar la distancia acromio humeral en sujetos asintomáticos donde aplicaron el kinesiotaping de tres maneras diferentes (de posterior a anterior, de anterior a posterior y un placebo). Se valoró la distancia entre el húmero y el acromion con un ultrasonido antes y después de la aplicación de la venda a 0º y 60º de flexión de hombro y se pudo demostrar que la aplicación del kinesiotaping aumentaba esta distancia, sin existir diferencias en cuanto el sentido de aplicación de la venda (72).

Existen otros temas distantes a los escritos anteriormente que intentan demostrar la efectividad del kinesiotaping, es el caso de Kalichman et al., donde valoraron el efecto del kinesiotaping en el tratamiento de 10 pacientes con meralgia parestésica crónica y llegaron a la conclusión que después de 4 semanas de la aplicación de la venda, los pacientes mostraron una mejoría en la sintomatología, en la calidad de vida y una reducción del área de afectación (73).

1.2. Dolor cervical

El dolor cervical o cervicalgia es la presencia de dolor en la zona cervical y viene a englobar un amplio abanico de alteraciones que, como causa o efecto, tienen su ubicación en las partes posteriores y pósterolateral del cuello, con o sin irradiación a las zonas adyacentes. Suelen ser dolencias de origen óseo, articular o muscular que afectan a la región perirraquídea, siendo la etiología degenerativa la más frecuente. La pobreza o riqueza de signos objetivos distinguen el tipo de cervicalgia, pudiendo ser de origen psicosomático ansiónico (74).

La tendencia actual de las guías de práctica clínica consiste en clasificar el dolor cervical bajo la premisa de que cada subgrupo de pacientes con características clínicas parecidas concuerden con las estrategias de manejo clínico que tienen más probabilidades de que la fisioterapia tenga un mejor resultado en cada subgrupo.

Uno ejemplo es la clasificación de Wang et al. que categoriza el dolor cervical en función del área de localización de los síntomas y su presunto origen: 1. Dolor cervical aislado, 2. Cefaleas, 3. Dolor referido en el brazo y dolor cervical, 4. Dolor radicular en el brazo y dolor cervical (75,76).

En este estudio se ha valorado el dolor cervical inespecífico ya que es el que mejor se ajusta al diseño de este estudio.

1.2.1. Dolor Cervical inespecífico (nonspecific neck pain)

Llamamos dolor cervical inespecífico al dolor localizado en la región cervical (con o sin irradiación) sin ninguna enfermedad específica detectada como la causa del dolor. Podemos encontrar afectadas numerosas estructuras del cuello y zonas cercanas, que pueden ser las causantes del dolor, tales como músculos, articulaciones, ligamentos, discos intervertebrales y estructuras del sistema nervioso. Hasta la fecha se ha prestado mucha atención en la evaluación de la eficacia de las distintas intervenciones de la zona con el objetivo de prevenir o aliviar el dolor de la zona cervical (77).

El origen del dolor inespecífico es multifactorial. Un esfuerzo físico excesivo puede causar microtraumatismos en el tejido conectivo y el estrés psicosocial puede conducir a un aumento de la tensión muscular. Son comunes y asintomáticos los cambios degenerativos en las vértebras cervicales y en los discos vertebrales en personas de edad avanzada (78).

El dolor cervical inespecífico puede producirse por muy distintas causas, ya que las personas están expuestas a diferentes factores de riesgo. Se encuentra muy frecuentemente en las personas cuyo trabajo es de oficina, donde pasan muchas horas delante del ordenador (77).

Pueden existir distintos factores de riesgo que pueden ayudar a desencadenar la patología. Éstos serían: el género, movimientos repetitivos, demandas excesivas de fuerza, malas posturas, vibraciones mecánicas, largas horas de trabajo frente a la pantalla del ordenador y factores psicológicos (79).

La musculatura que puede verse afectada, con mayor frecuencia, con una sobrecarga muscular, en el dolor inespecífico de la columna cervical, es el músculo trapecio superior, el elevador de la escápula, los extensores del cuello, el supraespinoso, el infraespinoso y ocasionalmente el deltoides medio (80).

El dolor crónico por tensión (sobrecarga muscular) del músculo trapecio superior es, comúnmente, el que se diagnostica con más frecuencia en esta patología (79,81,82), aunque en el estudio realizado por Andersen et al. en el 2011 concluyeron que también existen otros músculos, además del trapecio, que se encuentran afectados con frecuencia. Éstos serían el músculos elevador de la escápula, los extensores del cuello e infraespinoso (80).

En ocasiones resulta difícil de aclarar el origen del problema, es decir, si el dolor cervical es secundario a la contractura muscular o es la contractura muscular secundaria al dolor cervical, pero si, existe una relación de coexistencia entre ambas (74).

1.2.1.1. Valoración de Fisioterapia

Es importante realizar un anamnesis detallada, donde se incluya información referente al dolor de los pacientes y un examen clínico manual, donde se utilicen los instrumentos más fiables para el diagnóstico (77).

Comúnmente se utilizan los cuestionarios de salud y de discapacidad para conocer el estado inicial del paciente. A nivel de la columna cervical existen dos principales cuestionarios, el *Neck Disability Index*, que es muy utilizado en la literatura anglosajona y que desde el 2008

está validado al español por Andrade et al. y el *Northwick Park Neck Pain Questionnaire* o Cuestionario de dolor cervical de *Northwick Park* (NPQ) validado también la versión española en 2001 por González et al. y que es el que propone el sistema sanitario catalán. Estos cuestionarios pasados antes y después del tratamiento, juntamente con la EVA miden la mejoría del paciente desde un punto de vista subjetivo (83,84). También en la mayoría de estudios sobre la salud, se valora, de una manera más genérica la calidad de vida del paciente, y esto se hace pasando el cuestionario SF-36; donde se valoran 8 dimensiones del estado de salud del paciente y proporcionan un perfil del mismo. Por lo que se utiliza para valorar la evolución del paciente o simplemente para tener un perfil de ellos. El contenido del cuestionario incluye tanto salud física como mental. El SF-36 es uno de los instrumentos genéricos de medida del estado de salud con mayor potencial de uso a nivel internacional en la evaluación de los resultados clínicos (85).

Dentro de la valoración física del individuo se incluye la valoración activa del rango de movilidad de la columna cervical en los tres planos del espacio. Esta valoración puede realizarse con un inclinómetro, un goniómetro o la Multi-Cervical Unidad (MCU) (75,86,87). Según la guía de práctica clínica publicada en 2008 y basándose en la experiencia clínica de los profesionales, aconsejan realizar una serie de test para valorar el dolor cervical, entre ellos se encuentran: la valoración de la movilidad segmental a nivel cervical y torácico, el test de flexión cervical craneal, el test de fuerza de los flexores cervicales y la realización de pruebas para descartar una patología del sistema nervioso (Upper Limb Tensión Test, Spurling's Test, el Test de Distracción Cervical y el Test de Valsalva Cervical) (75).

Siendo frecuente esta patología, en personas cuyo trabajo es más de oficina, no sólo ellos están expuestos a padecerla, personas de características muy diversas, en cuanto a edad y profesión también sufren dolor cervical y por este motivo resulta difícil implementar un único tratamiento válido para cada uno de ellos (77).

1.2.1.2. Tratamiento

Autores como Linton (2001), Verhagen (2007) y Sarig-Bahat (2003) encontraron que el ejercicio terapéutico es beneficioso para el dolor inespecífico de la región cervical. En el trabajo realizado por Sarig-Bahat se demostró que existe evidencia de la efectividad de los ejercicios propioceptivos y los ejercicios de fortalecimiento dinámicos resistidos de los músculos de los hombros y cuello como tratamiento en los trastornos crónicos o frecuentes del cuello. De la misma manera, la revisión realizada por Linton en el 2001 demuestra que los ejercicios terapéuticos tienen evidencia suficiente como una herramienta efectiva para prevenir el dolor de la región cervical a la población general (88-90).

En el 2011, Sihawong realizó una revisión literaria con el objetivo de saber qué tipos de ejercicios eran eficaces para la prevención y tratamiento del dolor en los trabajadores de oficina. En esta revisión se incluyeron 9 ensayos clínicos, se analizó la evidencia de la efectividad de los ejercicios terapéuticos como prevención, los ejercicios terapéuticos en el tratamiento y los ejercicios terapéuticos como reducción de la discapacidad en el dolor inespecífico de la columna cervical. En los estudios que se analizaron se incluyeron ejercicios de fortalecimiento muscular, resistencia muscular,

estiramiento y otros ejercicios no específicos. En cuanto a la efectividad en la prevención no se encontró evidencia de la efectividad de los ejercicios en este aspecto, en cambio, sí que los ejercicios de fortalecimiento y resistencia de la musculatura resultaron efectivos para reducir la intensidad, el disconfort y/o la duración del dolor. Y en relación a la evidencia de la efectividad de los ejercicios para reducir la discapacidad debido al dolor se encontró una evidencia moderada en el efecto positivo del trabajo de resistencia (77).

1.3. Patología muscular

Las lesiones musculares pueden clasificarse de diversas maneras, siendo entre ellas complementarias pudiendo ayudar a entender su dimensión y pronóstico. Existe una clasificación de la patología muscular según su benignidad y/o severidad donde en el primer grupo encontraríamos las contusiones, hematomas, contracturas, elongaciones y los calambres y en el segundo grupo la rotura fibrilar, rotura muscular, el desgarro muscular y la hernia muscular (ver Tabla 1) (91). La lesión muscular puede clasificarse según el mecanismo de producción, donde ésta puede producirse por dos mecanismos diferenciados: directo e indirecto. Las lesiones por mecanismo directo serían las contusiones más o menos importantes y las lesiones por mecanismo indirecto o estiramiento y dolor muscular post esfuerzo (DOMS). Esta clasificación nos da una idea más clara de la gravedad y pronóstico de la lesión. También pueden clasificarse según criterios histopatológicos y según criterios por la imagen. En el caso de lesión leve, Grado 0, como sería una sobrecarga o contractura, no se observa lesión anatómica (92-94).

Tabla 2. Clasificación de la lesión muscular.

Grado 0	Contractura y/ DOMS	Alteración funcional, elevación de proteínas y enzimas.
Grado I	Microrrotura fibrilar y/o elongación muscular	Alteraciones de pocas fibras y poca lesión del tejido conectivo.
Grado II	Rotura fibrilar	Afectaciones de más fibras y más lesiones de tejido conectivo con la aparición de hematoma.
Grado III	Rotura muscular	Rotura importante o desinserción completa.

1.3.1. Sobrecarga muscular, contractura muscular

Hablamos de contractura muscular cuando duele una parte o la totalidad del músculo, incluso en reposo, contráctil en la palpación, con dolor en el estiramiento y aún más doloroso si le solicitamos una contracción contra resistencia. Existe una molestia muscular desagradable con dolor en la palpación. La sobrecarga del músculo puede ser debida un entrenamiento o trabajo (91).

La fatiga muscular se manifiesta como una reducción en la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza en una contracción sostenida o como la incapacidad de alcanzar un nivel de fuerza inicial en contracciones intermitentes; esto se acompaña de cambios en la

actividad eléctrica del músculo y puede objetivarse a través de la electromiografía (95).

1.4. Anatomía y función del músculo Trapecio

El músculo trapecio es un músculo plano triangular dispuesto sobre la zona posterior del cuello y superior del tórax. Se divide en tres porciones: superior, media e inferior. Las fibras superiores se dirigen hacia abajo y hacia el lateral desde el occipital con su origen en la protuberancia occipital externa y tercio medial de la línea curva occipital superior, a nivel del ligamento cervical posterior y en la apófisis espinosa de la séptima cervical (C7). Las fibras medias son horizontales y su origen se encuentra en las apófisis espinosas y ligamentos interespinosos de T1 a T6 y las fibras inferiores se dirigen hacia craneal y lateral originándose en las apófisis espinosas de T7 a T12. La inserción de la porción superior se encuentra a nivel de la cara posterior y tercio externo de la clavícula y en la apófisis anterior del acromion, la porción media se inserta en el borde medial del acromion y labio superior del borde posterior de la espina de la escápula y la porción inferior se inserta en la raíz de la espina de la escápula (ver Figura 15) (96).

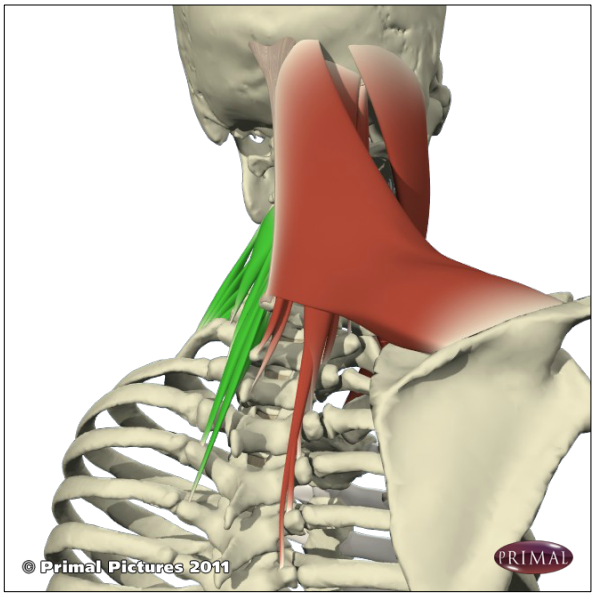


Figura 15. Trapecio superior (97).

El músculo trapecio se ha descrito como un músculo que estabiliza la escápula. En sinergia con el Serrato Mayor, las fibras superiores e inferiores realizan la rotación o báscula externa de la escápula. La porción media del Trapecio junto al músculo Romboides realiza una aducción de la escapula. Las fibras superiores del Trapecio juntamente con el músculo Elevador de la escápula realizan una elevación de la escápula y con el hombro como punto fijo, en contracción bilateral, realizan una extensión de cabeza y cuello y en contracción unilateral realiza un inclinación homolateral y rotación contralateral (96,98).

Funcionalmente facilita la respiración, actuando como un músculo accesorio y puede ser clave para optimizar en deportes aeróbicos y/o en personas con problemas respiratorio de tipo asma, enfisema…Actúa conjuntamente con la musculatura anterior del cuello, formando una faja, de tal forma que da estabilidad a la cabeza, manteniéndola en la vertical, evitando que se vaya hacia la extensión.

Se podría decir que el trapecio está relacionado con la respiración, la masticación, la articulación témporo mandibular, la visión y el sistema vestibular (98,99).

También se habla de que la función clave del trapecio superior sea la de estabilizar la cabeza durante la marcha (ver Figura 16). Para comprender cómo actúa el trapecio sobre las cervicales en vez del hombro, hay que considerar que el músculo actúa tirando del punto más estable al menos estable (del hombro hacia el occipital), con el resultado de que el punto menos estable comienza el movimiento. Durante la marcha el balanceo de los brazos crea la inercia lo que sirve para crear un origen relativamente estable para que el trapecio actúe sobre el cuello. No es coincidente que el brazo humano pese aproximadamente 8% del peso corporal y la cabeza también 8%, este diseño permite al impulso de uno cancelar el impulso del otro, si hubiese una correa entre los dos, ese sería el trapecio superior (98).

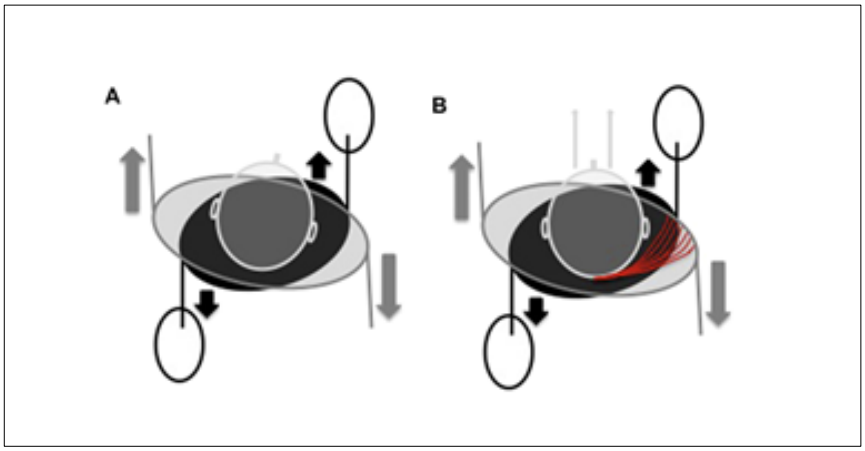


Figura 16. Función del Trapecio superior durante la marcha

Durante la marcha la cintura pélvica rota en el sentido contrario a la de la extremidad inferior que realiza el contacto con el suelo (A). La cintura escapular rota en el sentido opuesto a la pelvis y el trapecio superior produce una rotación homolateral de la columna cervical (B) (98).

Porqué se sobrecargan?

Unas de las razones posibles a los frecuentes problemas de trapecio es que el ser humano moderno no basa su actividad diaria en el movimiento (la marcha). Un punto de vista más tradicional indica que la gravedad siempre actúa en el cuerpo. Según Janda en 1983 describió que con el movimiento prolongado de la cabeza, la musculatura que se inserta desde la columna cervical superior hacia el hombro estará en relación de tensión acortamiento; en comparación con su antagonista, el grupo de los flexores profundos que estarán en una relación de tensión estiramiento.

Como ocurre a nivel de la columna lumbar, que es necesaria la estabilidad entre los agonistas y antagonistas para obtener una columna estable, funcional y asintomática, ocurre en la columna cervical. Es muy importa tener una columna cervical estable y tonificada, con una buena relación de la musculatura anterior y posterior (agonista/antagonista) para tener la musculatura en buen estado, a la vez que es muy importante la estática postural, sobre todo del segmento cefálico. Esto es importante porque los ojos siempre buscaran la horizontal y si existe una mala alineación de la cabeza con un adelantamiento de la misma los ojos también caerán hacia el suelo y la musculatura posterior trabajará en exceso para contrarrestar la caída, produciendo una sobrecarga muscular, esto se ve agravado por el efecto de la gravedad sobre el cuerpo (ver Figura 17). Se sabe que por cada 2cm que baje la cabeza del alineamiento óptimo la musculatura posterior aumentará su trabajo. Para una persona de 80kg, la cabeza pesa 6,4kg. por lo tanto, por cada 2 cm de bajada de la cabeza 6,4 kg más de carga. Cuando aumenta la carga de los extensores del cuello se aumenta proporcionalmente la contracción de éstos músculos. Cuando un músculo aumenta su tono

de más de un 10% de su contracción voluntaria máxima, el corriente sanguíneo no puede mantener su equilibrio fisiológico y comienzan los síntomas de isquémia presentes en la sobrecarga muscular (98).

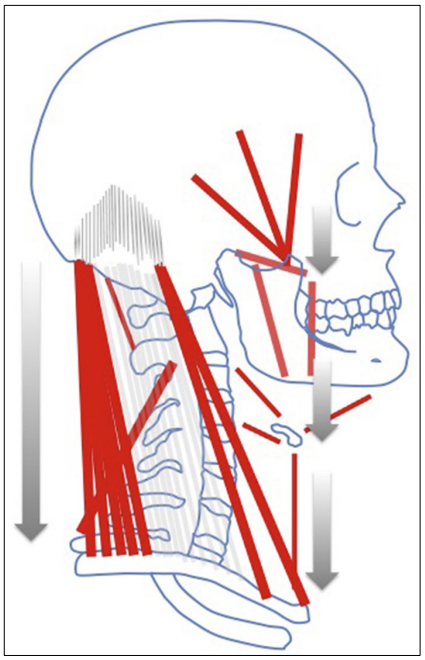


Figura 17. Función de la musculatura anterior y posterior del cuello (98).

Los desórdenes en los patrones respiratorios también aumentan el desperdicio metabólico en los tejidos y por lo tanto, también en el trapecio y en el esternocleidomastoideo y el elevador de la escápula como músculos accesorios respiratorios, el aumento de demanda funcional en alguien con postura débil o desorden respiratorio en conjunto con un entorno biomecánico empobrecido, creará, sin duda un entorno favorable al desarrollo de tensiones musculares localizadas (98).

Clínicamente, el trapecio superior, se conoce por ser un músculo sintomático. En muchas ocasiones genera dolor y puntos de tensión y

se encuentra implicado en numerosos síndromes de desequilibrio muscular de la parte superior del tronco (99).

1.5. Exploración y Valoración muscular

La exploración muscular incluye la palpación de la musculatura, la cuál, al realizarla nos dará información sobre el estado del músculo en cuanto a la tensión muscular y el dolor.

La función muscular puede valorarse con el uso de la electromiografía, que nos dará una información sobre la actividad eléctrica del músculo y que ésta puede estar en relación con su estado y con la ayuda de un equipo de contracción isométrica nos dará información del estado de la fuerza de la musculatura de la columna cervical.

1.5.1. La Electromiografía

A través de la electromiografía (EMG) se puede medir de manera indirecta la actividad muscular, ya que ésta detecta la actividad eléctrica generada por el paso del impulso nervioso, que provoca una despolarización de la membrana de la célula muscular durante la excitación (100). La EMG es una técnica que registra estos cambios de potencial eléctrico de las fibras musculares asociados a su contracción (101).

Se pueden distinguir dos tipo de EMG, la clínica o diagnóstica, que estudia las características del potencial de la unidad motora y que es de interés en el diagnóstico de la patología neuromuscular y la EMG cinesiológica que estudia la función muscular y la coordinación (el

tiempo de activación de los músculos durante un determinado gesto, cuando empieza y termina la acción muscular, la actividad del músculo durante su acción y el cuándo se produce el pico de máxima actividad) (100).

Se podría decir que la EMG cinesiológica es más conocida como EMG de superficie (EMGS) y es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento, no obstante, también es aplicable al estudio de acciones estáticas que requieren un esfuerzo muscular (102).

Este tipo de EMG nos permite observar el comportamiento muscular global, los patrones de actividad temporal y la fatiga de un músculo o grupo muscular (95) .

La EMGS se está utilizando para realizar distintas pruebas en combinación con otros sistemas de valoración, tales como pueden ser el análisis de un gesto determinado donde se utiliza con un sistema de cámaras y marcadores de posición; análisis de la marcha; para evaluar la fatiga muscular (de gran interés en la medicina del deporte, laboral y en ergonomía); la valoración de la actividad muscular durante una proceso diagnóstico y/o terapéutico; para facilitar técnicas de miofeedback, para evaluar el rendimiento deportivo o para la valoración de trastornos de carácter neuromuscular.

En el caso de su utilización para la valoración de la actividad muscular durante un proceso diagnóstico y/o terapéutico la EMGS es muy útil para realizar una valoración inicial y de seguimiento. El grado de activación muscular, la comparación con el lado sano, la observación de la coordinación muscular o de la relación agonista-antagonista son

fenómenos que se pueden ver alterados en situaciones patológicas y de los que se busca la normalidad (102).

La activación muscular implica una difusión iónica previa dentro del músculo, la cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica; es éste campo eléctrico el que detecta la EMGS y además implica una respuesta mecánica debida a la contracción muscular que a través de la fuerza genera un movimiento articular (102).

La señal eléctrica recogida por los electrodos se conoce con el nombre de señal mioeléctrica o electromiográfica (103) o como patrón de interferencia (101). Estos electrodos pueden ser intramusculares (con agujas, con el fin de estudiar la fisiología y patología de las unidades motrices como la denervación, la reinervación entre otras) o superficiales (utilizados en la EMGS). La señal de la EMGS representa la suma de potenciales de acción de unidades motoras (PUM) individuales, que se generan por las descargas continuas e irregulares de las unidades motoras activas en el músculo; ello se evidencia en su trazado de forma irregular (95). Es decir, es una onda, suma de potenciales de acción motora de las fibras musculares de las diferentes unidades motoras activas y que descargan impulsos de forma repetida. Con la EMGS convencional no se puede aislar o identificar los potenciales de acción de las unidades motoras individuales, pero sí el conjunto de éstas unidades activas vecinas a los electrodos de registro. Tenemos que tener en cuenta que las fibras musculares de diferentes unidades motoras se superponen espacialmente (104), lo que implica que una determinada región del músculo puede contener fibras de entre 20 y 50 unidades motoras diferentes (101).

La señal electromiográfica puede verse afectada por distintos factores (ver Figura 18), entre ellos se encuentra el número de unidades motoras activas, la frecuencia de sus impulsos, factores anatómicos, fisiológicos y técnicos, lo que hace que se han de tener en cuenta a la hora del registro y el momento de la interpretación de la señal (105).

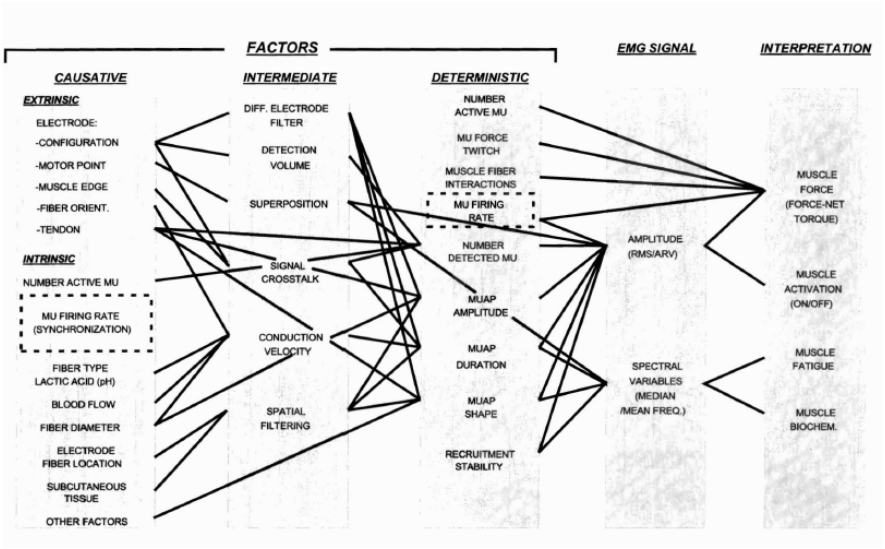


Figura 18. Factores que afectan la señal EMG (105).

Hay muchas variables que se utilizan para describir la señal electromiográfica y se pueden dividir en dos grupos: las variables de la amplitud o intensidad y las variables de la frecuencia (100).

La amplitud o intensidad

Su análisis pretende convertir la señal EMG de valores alternos positivos y negativos y de elevada variabilidad en un gráfico que se aproxime al nivel de activación muscular y se relaciona con la fuerza del mismo (102). De este modo, cuanta más fuerza desarrolla el

músculo, mayor será la amplitud de la señal, aunque la relación fuerza-amplitud no es siempre lineal. Hemos de tener en cuenta que la señal puede estar contaminada por la activación de músculos vecinos y que la fuerza medida con dinamometría es la global alrededor de una articulación donde participan músculos sinergistas y antagonistas, mientras que con la EMG es la fuerza con que contribuye un músculo específico (105). Por otro lado, esta relación EMG-Fuerza depende del tipo de músculo y de su patrón de reclutamiento (número y medida de las unidades motoras activas y de su frecuencia de estimulación). Aun así, la amplitud de la electromiografía es una medida indirecta de fuerza muscular y por lo tanto, su activación se utiliza mucho para conocer el estado funcional de un músculo y determinar si se encuentra debilitado o atrofiado (ver Figura 19) (106).

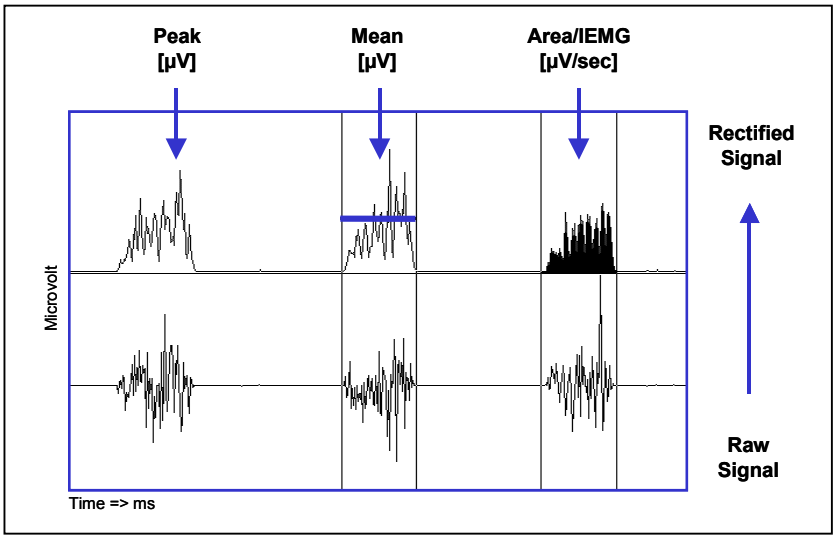


Figura 19. Parámetros de amplitud EMG estándar basados en la curva de EMG rectificada (107).

La amplitud de la señal se obtiene procesando la señal en bruto u original en el dominio temporal mediante varios métodos, los más utilizados son: la amplitud media rectificada (MAV) o área bajo la

curva y el *root mean square* (RMS) o raíz cuadrada de la potencia mediana de la señal bruta calculada por un período de tiempo específico.

La amplitud media consiste en calcular la media de los valores utilizando todos los valores en números absolutos.

$$\mathrm{MAV} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} |x_i|$$

En el RMS los valores se elevan al cuadrado calculándose la media de ellos y posteriormente se hace una raíz cuadrada de la media (b).

$$\mathrm{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^2}$$

Los dos son válidos, pero se considera que el valor de RMS es más apropiado debido a que representa la potencia de la señal y que por lo tanto tiene un significado físico (105) y que en contracciones isométricas leves presenta menos variabilidad (108).

Previamente a la aplicación del RMS se debe realizar el filtrado de la señal con el objetivo de eliminar potenciales y/o frecuencias fuera del espectro habitual, y que suelen corresponder a artefactos o a cualquier tipo de contaminación del registro (102).

Según la contracción sea estática o dinámica la señal tendrá unas características distintas. En condiciones dinámicas la longitud del músculo cambia por lo que la localización de los electrodos respecto de él, introduciendo así, artefactos en la señal y haciendo la señal EMG registrada en estas condiciones sea una señal no estacionaria.

Dados los factores que afectan a la señal y entre ellos la localización de los electrodos, los valores absolutos se utilizan para las comparaciones entre un mismo músculo y dentro de una misma sesión de registro, cuando no se tocan los electrodos. En cambio, si queremos comparar la amplitud de activación de un mismo músculo entre sesiones en días diferentes, entre músculos o entre individuos, se utiliza la amplitud normalizada (relativa a un valor considerado constante y de referencia); generalmente, este valor es la amplitud de la señal de la contracción voluntaria isométrica máxima (CVIM) (109,110). Aunque también se han utilizado otros valores, como en actividades isométricas submáximas (111,112), el valor pico o la mediana de la amplitud dentro de un registro dinámico o durante el mantenimiento de una posición reproducible (113).

La amplitud de la señal puede dar valores absolutos (voltaje, mV o μV) o normalizada (como porcentaje respecto a un valor de referencia) (109,110). La amplitud de la señal de la EMGS puede variar de 0 a 10mV (pico a pico), dependiendo del músculo registrado y de las condiciones de registro. La zona útil de la señal es aquella en la que la energía de está por encima del nivel de ruido eléctrico y está limitada entre 20-450Hz (95).

Las frecuencias de la señal EMG

La señal electromiográfica se comporta como una onda donde la frecuencia de disparos en medida en hz (ver Figura 20).

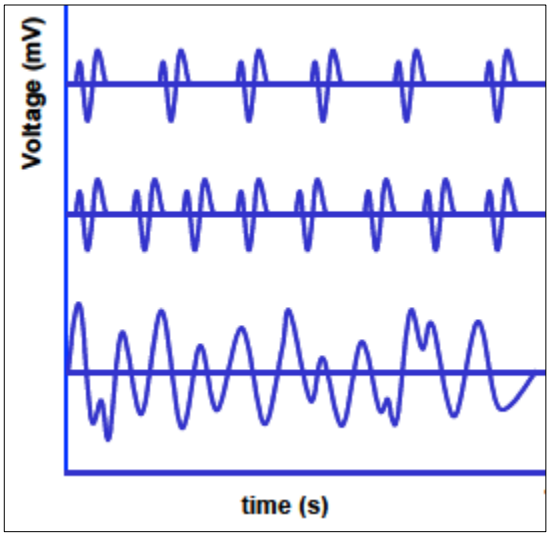


Figura 20. Onda EMG (107).

Del espectro de frecuencia se pueden extraer diferentes valores:

1. La frecuencia media (MPF o Mean Power Frequency): que es el promedio de todas las frecuencias.

2. La frecuencia mediana (MF o Median Frequency) o central: es la frecuencia en la
que el espectro es dividido en dos regiones con igual potencia. Es menos sensible al ruido que la frecuencia media.

3. Como medida de frecuencia también se utilizan otras variables que no están basadas en el espectro de frecuencias, como el cruce por el 0 (Zero Crossing Rate, ZCR) y el número de giros (turns counting).

El cruce por el 0 es el número de veces que la señal bruta cruza la línea base (valor 0). Parece estar relacionado con la fuerza de contracción muscular. Esto es lógico, ya que si para conseguir más

fuerza existe un aumento de la frecuencia, habrá un aumento del número de veces que se atraviesa la línea de base.

Número de giros: un giro se define como el punto en el que la dirección de la señal electromiográfica cambia tras una diferencia de amplitud de más de 100mV. Algunos giros se producen sin que la señal cruce la línea de base (100).

La investigación confirma el desplazamiento de los espectros de potencia hacia las frecuencias más bajas, a causa de la fatiga muscular. Por esto interesa la frecuencia de descarga de la motoneurona sobre el músculo, recabando parámetros tan útiles como la frecuencia mediana (MF, Median Frequency), la frecuencia media (MPF o Mean Power Frecuency) y el número de cruces de la señal por la línea isoeléctrica, número de veces que la señal cruza la línea base (ZCR o Zero Crossing Rate), que obecen a modelos matemáticos.

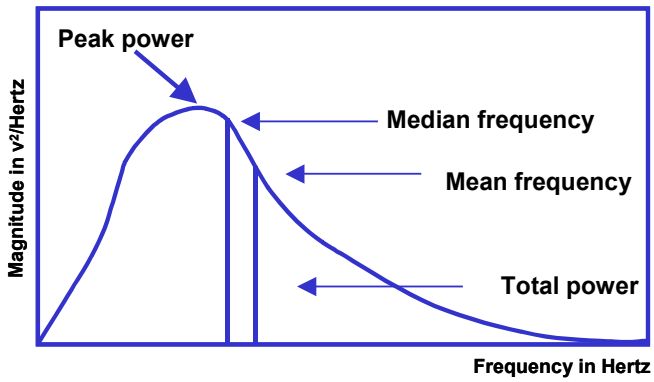


Figura 21. Parámetros de frecuencia estándar EMG calculados en base FFT (107).

Hay dos propiedades principales de la señal EMG que pueden afectar al espectro de frecuencias: la frecuencia de estimulación de las unidades motoras y la forma de la onda del potencial de acción de la

unidad motora. La frecuencia de estimulación afecta principalmente al intervalo de frecuencias de 15 a 25 Hz, frecuencia media de estimulación de las motoneuronas de las unidades motoras y determina principalmente la anchura del pico de frecuencias. La forma de onda del potencial de acción de la unidad motora durante una contracción sostenida se modifica de forma que cuanto mayor es el tiempo de contracción, mayor es la duración del potencial de acción, debido a una disminución en su velocidad de conducción, y esto se traduce en una compresión del espectro de frecuencias. La velocidad de conducción disminuye por la disminución del ph del líquido intersticial del músculo asociada a la acumulación de ácido láctico en el mismo (105). En el caso de contracciones suficientemente fuertes, el flujo sanguíneo muscular está comprometido, dominado el efecto del ph (aumento de H+ y K+) sobre la modificación frecuencial.

El procesamiento de la señal en el dominio frecuencial se hace clásicamente mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT: Fast Fourier Transform) (108) (ver Figura 21). Fourier, matemático, demostró que una función periódica de cualquier grado de complejidad se puede transformar en forma de una suma de funciones armónicas cuyas frecuencias son múltiplos de la frecuencia de una función compleja. El análisis armónico da la posibilidad de describir y analizar bastante detalladamente cualquier proceso oscilatorio complejo. Dicho análisis encuentra su aplicación en diversos ámbitos de la ciencia (114).

La FFT descompone la señal en sus componentes de frecuencia, obteniendo lo que se conoce como densidad del espectro de frecuencias para un intervalo de tiempo concreto, generalmente entre 0,5 y 1 seg. (108), que muestra la magnitud relativa con que cada frecuencia contribuye a la señal EMG o patrón de interferencia. Así, de

un mismo registro EMG se obtienen una serie de espectros de frecuencia, uno para cada intervalo de tiempo determinado. De cada espectro se puede calcular el parámetro de la frecuencia media (MPF) que es el promedio de todas las frecuencias (Ver Figura 22 y Figura 23).

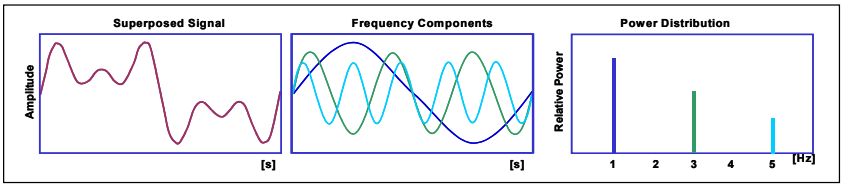


Figura 22. Descomposición de la señal basado en la FFT (107) .

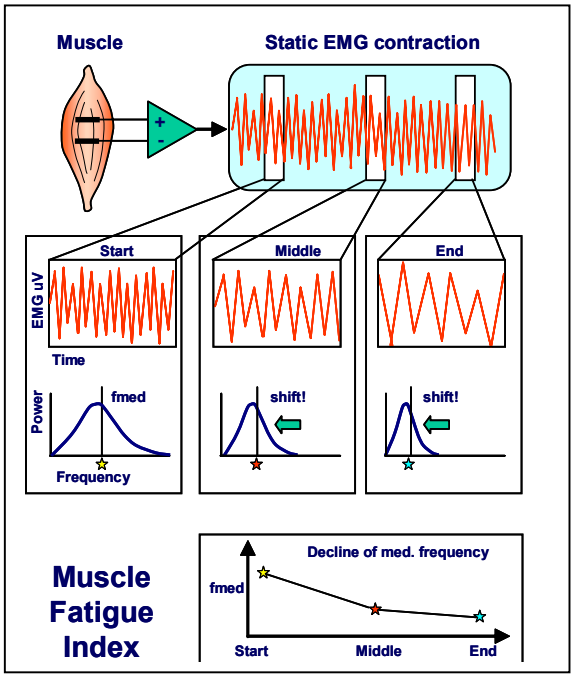


Figura 23. Ilustración esquemática del desplazamiento de frecuencia hacia frecuencias más bajas en las contracciones y cálculo del índice de fatiga muscular sostenida. De Luca et al.(105).

La frecuencia media (MPF) se utiliza como un indicador de fatiga local (105,115,116).

Tales parámetros traducen los cambios internos en el músculo con ocasión de la contracción sostenida (acidificación, deficiencia de oxígeno, alteraciones de la conductibilidad de la membrana, etc) capaces de expresar al mismo tiempo la fatiga muscular, la contractura y en determinados casos el dolor muscular.

La potencia de la señal, o densidad del espectro de potencia (DSP), representa el valor medio del cuadrado de la función sobre un período y expresa una energía. Las modificaciones eléctricas, testimonio de la aparición de la fatiga muscular local, observadas con ocasión del mantenimiento de un esfuerzo constante, son precoces y en dos órdenes: un aumento de la densidad del espectro (DSP) y un desplazamiento del espectro hacia frecuencias más bajas.

Los valores sucesivos de frecuencia media así obtenidos se analizan mediante el proceso de regresión lineal para obtener la línea o recta que más se ajusta. Esta recta se caracteriza por la intersección y la pendiente: la intersección es el valor inicial de la recta de regresión de la frecuencia media, mientras que la pendiente indica el gradiente o ratio de fatiga (ver Figura 24) (117,118).

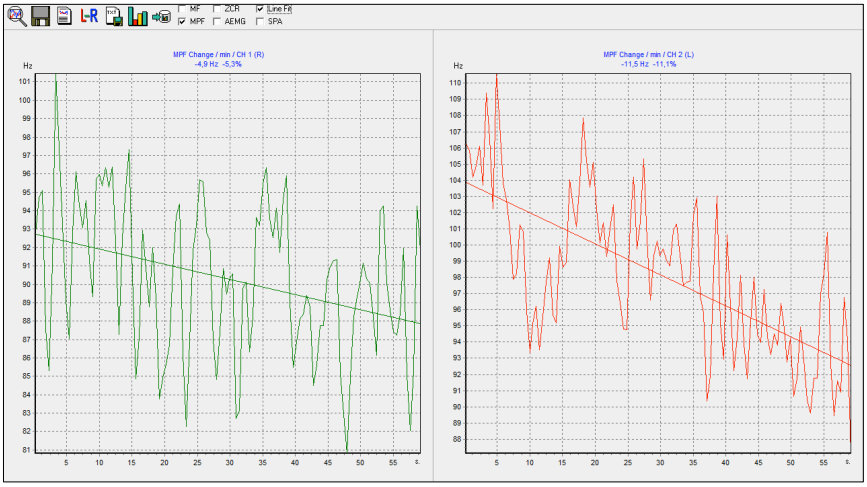


Figura 24. Pendiente de la recta del test de fatiga.

Merletti en 1999 y De Luca en 1997 indican que la FFT sólo se puede utilizar en señales de EMG que presenten una alta estabilidad, por lo tanto en contracción isométricas entre el 20 y el 80% de la CVIM. En acciones dinámicas, debido a los cambios en las unidades motoras reclutadas, a cambios en la longitud de la fibra muscular, de la fuerza y al movimiento de los electrodos en relación a las fibras musculares activas, la señal no es suficientemente y se utilizan otros métodos como Dimitrov que puedan analizar las frecuencias en función del tiempo de contracción (119-121).

La pendiente de la recta de la frecuencia media se ha visto que se relaciona bien con el tiempo de duración de los tests de resistencia muscular (122) y que este tiempo también se correlaciona con el grado de contracción o fuerza solicitada en los tests (123).

En estados de fatiga muscular se producen modificaciones en el registro de la señal EMG correspondientes a la actividad muscular; tanto en el dominio de la amplitud como en el terreno de las frecuencias (MF, MPF, ZCR) (124-126).

Relación de la EMG con la fuerza

La fuerza muscular depende de la longitud de la fibra muscular y está inversamente relacionada con la velocidad de acortamiento y directamente con la velocidad de alargamiento. En este sentido, la frecuencia de la señal está también relacionado con la longitud del músculo (95).

Esta relación nos permite comprender la organización y control de los movimientos, así como las reacciones de ajuste y equilibrio de las cargas soportadas por el cuerpo.
Los músculos aumentan su fuerza por activación de más fibras musculares o por aumento de su frecuencia de activación, esto produce un a EMG más intensa: los potenciales de acción que actúan juntos aumentan la amplitud de la señal y los asíncronos aumentan el número de picos; aumentando la amplitud y la densidad de la señal, por lo que los valores obtenidos en la EMG no siempre son directamente proporcionales a la fuerza muscular, por lo que únicamente dan idea del esfuerzo muscular realizado.

Parece existir una relación casi lineal entre la actividad electromiográfica y la fuerza durante las contracciones isométricas, aunque únicamente hasta cargas entre el 70% y el 80% de la fuerza isométrica máxima. A partir de ahí, los aumentos de fuerza no parecen tener incidencia en la amplitud de las señales. Durante actividades dinámicas, salvo cuando se realizan a velocidad constante en que se ha demostrado que la actividad electromiográfica aumenta en proporción directa a la fuerza, esta relación no es lineal ya que hay muchos factores que influyen en la producción de fuerza y puede haber una variabilidad en la generación de fuerza sin que haya

cambios en el número de unidades motoras activas. Teniendo en cuenta el tipo de contracción, se ha descrito que durante la contracción concéntrica, la efectividad es menor en todos los músculos y son capaces de producir una fuerza aproximadamente del 20% menor que durante las contracciones isométricas, sin embargo, durante la contracción excéntrica la fuerza es entre 10 y 20% mayor que la isométrica. La velocidad del movimiento también influye en la fuerza, en general, cuánto mayor es la velocidad menor es la producción de fuerza. La posición de la articulación hace variar la longitud de las fibras musculares y esta longitud está en relación con la fuerza que puede desarrollar el músculo (100).

Relación de la EMG con la fatiga muscular

La fatiga muscular, desde el punto de vista mecánico, se manifiesta como una reducción en la capacidad de mantener un determinado nivel de fuerza en una contracción sostenida o como la incapacidad de alcanzar un nivel de fuerza inicial en contracciones intermitentes y está acompañada por cambios en la actividad eléctrica muscular. La fatiga muscular tiene componentes centrales y periféricos. Los componentes centrales se manifiestan como una incapacidad para realizar una actividad inducida por el desarrollo de ésta y los componentes periféricos se manifiestan como una incapacidad del músculo para producir un determinado nivel fuerza. En contracciones sostenidas se producen fatiga central y periférica durante esfuerzos máximos y submáximos (95).

Como se comentó anteriormente, la fatiga se puede evaluar por medio de la señal EMG, basándose en los cambios del espectro de frecuencias de la señal electromiográfica, porque se han demostrado que hay cambios significativos cuando el músculo está fatigado. Se

sabe que durante una contracción submáxima, la fuerza se puede mantener constante en sentido macroscópico, pero se producen cambios en los procesos fisiológicos y bioquímicos dependientes del tiempo de contracción. Éstos cambios incluyen la variabilidad en las unidades motoras reclutadas, una disminución en la frecuencia de estimulación de la mayoría de las unidades motoras y una aumento en la amplitud de fuerza generada por las unidades motoras activas (105). La fatiga evidenciada por la EMG en base a las modificaciones en el espectro de frecuencia de la señal permite entender la fatiga como un proceso y detectarla antes de que se produzca un cambio en la fuerza ejercida.

En general, se describe que cuando un músculo está fatigado hay un aumento de los componentes de baja frecuencia y una reducción de los de alta frecuencia. Por ello, se ha observado una disminución de la frecuencia media y la mediana, tanto en contracciones isométricas máximas como submáximas e isocinéticas. Sin embargo hay poca evidencia en las contracciones dinámicas (100).

Las variables más utilizadas son la amplitud pico a pico y la media del valor rectificado, la media (MF) y mediana (MPF) de su espectro de frecuencias y la velocidad de conducción de las fibras musculares (105,115). Inicialmente la amplitud de la señal aumenta, debido a que como mecanismo de compensación de fatiga, los músculos intentan mantener la misma fuerza reclutando unidades motoras adicionales; pero cuando esto no es posible, la capacidad de mantenimiento del músculo comienza a disminuir, produciéndose una disminución de la amplitud de la señal. Durante contracciones fatigantes, se representa una reducción en la velocidad de conducción y por lo tanto, de las frecuencias características de la señal (95).

Una consecuencia de la fatiga es la disminución del umbral de reclutamiento de las unidades motoras; así, se activan nuevas unidades motoras que no estaban activas al comienzo de la contracción. Éstas tienen mayor tamaño, mayor velocidad de conducción y PUM de duración corta, produciendo un desplazamiento de las frecuencias de la señal de emg hacia valores mayores. La duración del PUM es altamente afectada por la distancia entre la fuente y el punto de registro.

Cuando se realiza una contracción voluntaria las primeras unidades motoras en activarse son las de contracción lenta resistentes a la fatiga. A medida que aumenta la fuerza, se activan las unidades motoras que están compuestas de fibras rápidas resistentes a la fatiga y después se activan las compuestas de fibras de contracción rápida y rápidamente fatigables (95).

Autores como Slupik et al. (2007), Hsu et al. (2009), Briem et al. (2011), Vera-García et al. (2010), Chen-Yu et al. (2011), Paoloni et al. (2011), Soylu et al. (2011), Fratocchi et al. (2012) Lins et al. (2013), Serra et al. (2014), Gómez-Soriano (2014) y Lee et al. (2015), introdujeron en sus estudios la electromiografía como instrumento para valorar la efectividad del kinesiotaping en distintas partes del aparato locomotor. El estudio realizado por Souly et al. sobre el músculo masetero, es el único que además de valorar la fuerza durante la contracción voluntaria máxima, valora la efectividad del kinesiotaping en parámetros de fatiga, tomando como referencia la frecuencia mediana y la pendiente y no se encontró una diferencia significativa antes y después de la colocación del kinesiotaping. En la gran mayoría de los estudios realizados, se ha utilizado la EMG para valorar el momento de activación muscular durante la realización de un gesto para valorar el efecto del kinesiotaping a nivel muscular y propioceptivo (62,63,65,127) y también se ha utilizado para estudiar

el efecto, a nivel de la fuerza, producido a nivel de la CVM (28,53,68). Recientemente se ha intentado estudiar, sin éxito, el efecto sobre el tono muscular en sujetos sanos a nivel del tríceps sural, realizando una valoración basal del estado del tono utilizando un dinamómetro conjuntamente a la EMG y se ha valorado la diferencia en %CVM (128). Sin embargo, sí que se encontraron efectos positivos del uso del kinesiotaping sobre músculo sobrecargados a nivel de la extremidad superior, donde se vio que el uso del kinesiotaping producía una disminución del %CVIM (35).

En cuanto a la utilización de la EMG para valorar la fatiga muscular a nivel del músculo trapecio superior en sujetos que presenten dolor cervical, en la revisión realizada por Castelein et al. en el 2015, encontraron 9 estudios donde se analizó el MPF y el MF en pacientes con y sin dolor. Los resultados obtenidos fueron muy diversos. Cinco estudios no encontraron una diferencia significativa entre los dos grupos en parámetros de fatiga. Y los cuatro otros estudios encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ellos, pero en general, mostraron resultados contradictorios (129).

En un músculo sano la actividad muscular que desarrolla durante la CVIM es menor que un músculo sintomático, debido a la menor necesidad de activación de fibras musculares para conseguir la función, el mismo fenómeno sucede con la fatiga (130).

1.5.2. Valoración de la movilidad articular y la fuerza isométrica máxima

La valoración del recorrido articular y el estado de la musculatura de la región cervical son puntos básicos dentro de la evaluación del individuo (86).

Frecuentemente se acostumbra realizar la valoración de la fuerza de manera manual, lo que hace que los valores obtenidos sean cuestionables, aunque recientemente se han validado sistemas biomecánicos para medir de forma objetiva la fuerza isométrica cervical en individuos sanos (86).

Thomas Tai Wing Chiu en 2002 estudió la reproducibilidad del recorrido articular y de la fuerza isométrica de la región cervical en 25 sujetos sanos y 21 sujetos con dolor cervical. Para ello utilizó la Multi-Cervical Unidad (MCU). Los resultados obtenidos fueron válidos y la MCU resultó ser un sistema de valoración seguro y válido para la valoración del recorrido articular activo y de la fuerza isométrica de la región cervical. Obtuvieron unos coeficientes de correlación interclase (ICCs) de 0,81 a 0,96 en la medición del rango de movilidad activa y de 0,92 a 0,99 en la valoración de la fuerza isométrica (87).

El MCU es un equipo fiable y válido para objetivar el movimiento y la fuerza isométrica de la musculatura cervical, tanto en sujetos normales como patológicos. Es el sistema más eficaz y completo para la evaluación y rehabilitación de los pacientes que sufren de dolor de cuello, síndrome del latigazo cervical, y en general de los trastornos de la columna cervical.

La MCU ™ es alimentado por una interfaz computarizada que registra en tiempo real el movimiento de la columna cervical y la fuerza

isométrica en los tres planos de movimiento (ver Figura 25). Esto elimina la subjetividad y las conjeturas de la prueba manual. Además, el protocolo de refuerzo dinámico complementa la terapia manual, mientras mantiene la objetividad para el avance de la rehabilitación de la columna cervical (131).

Figura 25. Multi-Cervical Unidad MCU.

1.6. Abordaje de la sobrecarga muscular del trapecio superior en el dolor cervical inespecífico

Dentro de este abordaje se incluye el estiramiento y el kinesiotaping.

Dentro de la clasificación de estiramientos se elige la propuesta de Michelle Esnault porque incluye el estiramiento activo en tensión activa (132). En este autoestiramiento (realizado por el propio paciente) se parte de una posición de base, se realiza una puesta en

tensión en la cuál se hace una flexión cervical, una inclinación contralateral y una rotación contralateral y el hombro en rotación interna. A partir de esta posición se realiza una autoelongación con las siguientes referencias (dirija la oreja al techo al mismo tiempo que dirige el hombro hacia el suelo) (133). Este estiramiento se mantiene durante 6 segundos y está dirigido a trabajar la flexibilidad activa cuyo objetivo no es ampliar el rango de movimiento sino trabajar dentro de los rangos de movimiento existentes. Este aspecto beneficia el estímulo propioceptivo dado que la contracción muscular que solicita ejerce un conocimiento del rango de movimiento del músculo activado (134).

En relación al kinesiotaping existen tres estudios donde se evalúa la efectividad del kinesiotaping aplicado con la técnica muscular sobre el músculo trapecio superior (21,40,43). Sólo dos de ellos pudieron concluir que su aplicación es beneficiosa en el tratamiento del dolor muscular (21,40). Se ha visto una mejora significativa en la amplitud articular en determinados movimientos, una mejora en el SF-36 y en la percepción del dolor (21,40). En el estudio de Martínez-Wong et al. hubo una mejoría en la percepción del dolor, el UDP y el índice de discapacidad cervical, pero ésta no resultó ser estadísticamente significativa (43).

La técnica utilizada en todos los estudios fue la misma, pero no coinciden en la forma de la venda. En el realizado por Karatas et al. aplicaron la tira en forma de I sobre el vientre muscular mientras que Gracia Llopis et a. y Martínez-Wong et al. la aplicaron en forma de Y, todos ellos desde el acromion hacia medial. En los tres casos se siguieron las indicaciones de colocación descritas por Kenzo Kase (21,40,43).

2. JUSTIFICACIÓN

El dolor de espalda es uno de los problemas más frecuentes de consulta en la práctica médica. Se sabe que el 70-80% de los adultos sufrirá de dolor lumbar y el 30-40% presentará dolor en la columna cervical (cervicalgia) alguna vez durante su vida (76). Es a nivel del raquis lumbar y cervical los que presentan más patología. La prevalencia de dolor cervical anual está entre el 12,1-75% en la población general y entre el 27,1-47,8% en la población trabajadora según distintos estudios (40). El dolor cervical puede provenir de varias estructuras anatómicas, sus causas pueden ser muy diversas desde tumores a traumatismos (fracturas, esguinces, whiplash), infecciones, enfermedades inflamatorias y enfermedades congénitas. Los trastornos mecánicos degenerativos de la columna cervical constituyen el grupo más amplio de casos de dolor cervical y suelen agruparse en el término cervicalgia inespecífica (76).

Cuando existe una cervicalgia, se suele encontrar asociado un desequilibrio de la musculatura de la zona cervical; el músculo trapecio superior es el que más frecuentemente presenta una contractura muscular, seguido de los músculos paravertebrales cervicales, angular del omóplato y paravertebrales dorsales (74).

Como se ha puesto de manifiesto, las cervicalgias son una dolencia común, y entre el 11-14% de los individuos ven disminuida su capacidad laboral cada año por un episodio de cervicalgia. Esto justifica la necesidad de más estudios científicos, a nivel de prevención y de tratamiento, tanto de las causas como de los síntomas que producen las cervicalgias. A nivel del tratamiento de fisioterapia existe una gran variabilidad, los más utilizados son la terapia manual, el ejercicio, la aplicación de calor local, la tracción cervical y la electroterapia. De todos ellos, se ha demostrado su efectividad en la cervicalgia mecánica la realización de la terapia

manual, las movilizaciones analíticas y la masoterapia combinadas todas ellas con ejercicios de movilidad, de fortalecimiento de la musculatura y estiramientos analíticos de la zona escapular y cervical (40). En ocasiones los tratamientos van encaminados a tratar los síntomas y es por motivo por lo que es muy importante valorar el estado de la musculatura cervical. En estos casos se ha introducido al tratamiento muscular la aplicación del kinesiotaping con el objetivo de disminuir la contractura y/o el dolor muscular.

El kinesiotaping o también conocido como vendaje neuromuscular se está utilizando cada vez más como complemento en el tratamiento de las diferentes patologías del aparato locomotor. Hay un número creciente de fisioterapeutas que han recibido la formación adecuada para realizar la técnica e introducirla en el protocolo de tratamiento. Desde su inicio hasta la actualidad es notable el incremento de estudios que intentan demostrar los efectos descritos de la técnica. Existen distintas técnicas de aplicación, pero una de las más utilizadas es la aplicada a nivel del músculo esquelético, debido a que la patología muscular es una de las más tratadas en el ámbito de la fisioterapia. El kinesiotaping está indicado para regular el tono muscular, para disminuir el dolor, por lo que se utiliza para tratar músculos con una sobrecarga o contractura muscular.

Cuando nos encontramos una contractura muscular, una de las técnicas más utilizadas y aconsejadas para que realice el paciente en su domicilio, es seguir una pauta de estiramientos. El estiramiento muscular es una técnica de fisioterapia ampliamente utilizada como tratamiento y prevención de las contracturas (135).

En la actualidad faltan estudios científicos que demuestren la efectividad del uso del kinesiotaping, de los estudios que hay los

resultados obtenidos, en algunos casos, no dan una evidencia científica de sus efectos y en muchas ocasiones hay discrepancia entre los resultados obtenidos, para el tratamiento de la sobrecarga muscular y para el resto de los efectos descritos para del kinesiotaping.

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1. HIPÓTESIS

La hipótesis principal que se plantea es la siguiente:

- La aplicación del Kinesiotaping, siguiendo la técnica muscular sobre las fibras superiores del trapecio descrita por el Dr. Kenzo Kase, en personas mayores de edad con dolor cervical inespecífico mejora su sintomatología y la función muscular a corto plazo.

3.2. OBJETIVOS

Así por lo tanto el objetivo principal de esta tesis queda determinado por:

- Estudiar el efecto del kinesiotaping sobre la sintomatología de sobrecarga muscular del trapecio superior.

Y como objetivos secundarios se plantean:

- Estudiar el efecto del kinesiotaping en la función muscular mediante la electromiografía.
- Conocer el efecto del kinesiotaping sobre el dolor inespecífico de origen cervical.
- Valorar el efecto del kinesiotaping sobre la movilidad articular de la columna cervical.
- Estudiar el efecto del kinesiotaping sobre la fuerza muscular del músculo trapecio superior.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. Tipo de diseño

Para realizar el estudio se diseñó un ensayo clínico aleatorio. Los participantes en el estudio se asignaron de forma aleatoria en dos grupos. A todos los participantes en el estudio se le enseñó una pauta de estiramientos de la musculatura implicada ya que es una práctica de fisioterapia que se ha utilizado y se utiliza en el tratamiento y prevención de la contractura muscular (135) y al grupo experimental se le aplicó, además, el kinesiotaping con la técnica muscular a nivel del trapecio fibras superiores.

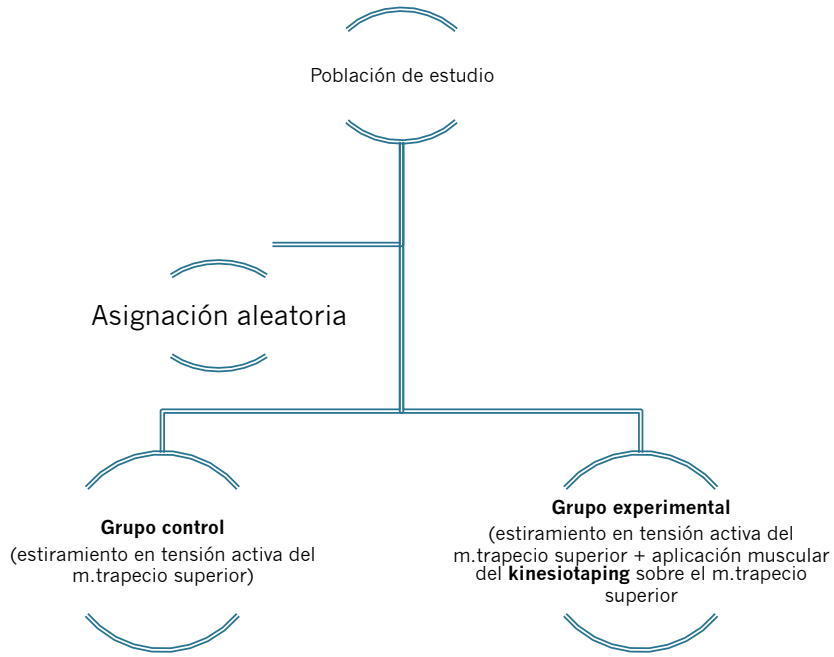


Figura 26. Tipo de diseño.

4.2. Población de estudio

La población de estudio estuvo formada por personas mayores de 18 años de edad que presentaron dolor inespecífico de la región cervical que cursaban con sobrecarga muscular en el trapecio fibras superiores (unilateral o bilateral).

4.2.1. Criterios de inclusión y exclusión

Los criterios de inclusión coinciden con la población de estudio, sujetos que presenten dolor inespecífico de la región cervical que cursaban con sobrecarga muscular, dolor subagudo o crónico, en el trapecio fibras superiores. En cuanto a los criterios de exclusión el sujeto no podía estar realizando un tratamiento, tanto médico como de fisioterapia para el dolor debido a la sobrecarga muscular. No podía estar tomando AINES y/o relajante muscular y antidepresivos. Además, se incluyó como criterio de exclusión cualquier patología que impidiera al paciente realizar los gestos necesarios para realizar la valoración, tales como patología de origen neurológica, rotura de los músculos del manguito rotador del hombro, fractura del cuello humeral, entre otros que impidan al paciente realizar una ABD de 90º y elevación de los hombros.

Si una vez aceptado el individuo en el estudio y durante la realización del mismo, el individuo comenzaba un tratamiento de los mencionados anteriormente para tratar el dolor, éste debía abandonar dicho estudio.

4.2.2. Procedencia de los individuos

Se seleccionaron los individuos con un muestro de pacientes elegibles que aceptaron participar. Estos pacientes fueron derivados por médicos traumatólogos y del deporte, colaboradores en el estudio, que informaron en sus centros de trabajo, mediante sesión informativa y emailing la posibilidad de participar en dicho estudio. Todos los pacientes candidatos de formar parte de la muestra fueron valorados y diagnosticados por los médicos. Se incluyeron en el estudio un total de 102 pacientes fueron diagnosticados de dolor cervical inespecífico producido por una patología muscular de sobrecarga. Y un total de 27 pacientes fueron excluidos del estudio por no cumplir los criterios de inclusión.

4.2.3. La muestra. Cálculo del tamaño de la muestra

Se ha estimado el tamaño de muestra en base a las variables principales de respuesta: percepción de dolor (EVA), umbral de dolor a la presión (algómetro), Fuerza ejercida por el músculo (MCU), y Amplitud articular (MCU). Se considera para el cálculo que se quieren comparar medias entre el grupo experimental y control. Así mismo se fija un nivel de significación del 5%, una potencia estadística del 80%, y una mejora mínima del 20% en todas las variables de respuesta. El tamaño de muestra se calcula para cada una de las variables mencionadas, tomando como desviación estándar de referencia para las variable percepción de dolor y umbral de dolor los resultados del artículo Martínez-Wong et al. de 2014 y para el resto de variables se realizó un estudio piloto previo. Finalmente se considera como número mínimo de individuos de la muestra, el

máximo entre los obtenidos para cada una de las variables, siendo este de 45 por grupo. Si se estima un 10% de posibles pérdidas en el seguimiento, el número final de individuos necesarios es de 50 por grupo.

4.2.4. Método de muestreo

Para la distribución de los dos grupos se realizó una asignación aleatoria, de manera que se obtuvieron dos grupos comparables. La aplicación o no del kinesiotaping se decidió al azar, sin ninguna influencia por parte del investigador y del individuo.

4.2.5. Asignación de los grupos

Se utilizó la técnica de asignación simple, para ello se realizó un listado de números aleatorios generados por el ordenador. De tal forma que se consiguió una secuencia aleatoria de asignaciones.

4.3. Variables

En el momento de inclusión en el estudio se recogieron las siguientes variables socio-demográficas y epidemiológicas:

- Edad: fecha de nacimiento
- Sexo: femenino / masculino
- Desde cuándo tiene dolor: días/semanas/meses
- Realiza algún tratamiento: si/no
- Índice de masa corporal (IMC): $\mathrm{IMC} = \frac{\mathrm{peso\ (kg)}}{\mathrm{altura(m)}^2}$

- Dedicación de trabajo y/o estudio: horas/sem
- Tipo de trabajo: físico / sedentario
- Tabaco: número de cigarrillos/día
- Práctica deportiva: tipo de actividad; horas/semana
- Consumo de excitantes: si (cuánto) / no
- Lateralidad de la lesión: derecho/izquierdo/bilateral
- Tiempo: subagudo/crónico

Además de las siguientes variables de interés:

- Percepción del dolor en el músculo trapecio superior (en reposo y en palpación). Siendo esta variable, la principal variable de estudio.
- Calidad de vida
- Discapacidad de las actividades de la vida diaria (AVD)
- Rango de movimiento activo (ROM)
- La actividad muscular
- Fuerza muscular

4.3.1. Definición y medición de las variables (recogida de datos)

- Se recogieron las variables socio demográfica y epidemiológicas siguientes:
  - La edad, a través de la fecha de nacimiento.
  - El sexo.

- El peso (báscula Tanita BC4) y la talla (tallímetro Leicister), obteniendo el índice de masa corporal (IMC), que el peso dividido por la talla al cuadrado.
- El hábito tabáquico, registrando el número de cigarrillos al día en el caso de que fume.
- El hábito alcohólico, registrando el tipo de bebida y la cantidad al día.
- El consumo de excitantes, registrando el tipo de excitante (té, café, redbull…) y el número por día.

• Otro tipo de variables son las que hacen referencia al esfuerzo físico concretamente se les preguntó por:

- Las horas semanales que dedica al trabajo y/o estudio.
- El tipo de trabajo: Sedentario / No sedentario.
- Horas semanales de práctica deportiva y el tipo de actividad.

• Y por último la que hacen referencia a la localización:

- Derecha/izquierda/bilateral

En cuanto al dolor se les preguntó por la duración del mismo, para identificar si se trata de un dolor subagudo o crónico y si realizaban o no tratamiento, para verificar que cumplían con el criterio de inclusión.

Tanto las variables sociodemográficas como las que hacen referencia a la actividad física y al dolor se anotaron en una hoja de registro elaborada específicamente para ello, en el basal, tal y como se muestra en el anexo 1.

• Para la medida de la percepción del dolor en reposo se utilizó la Escala Visual Analógica (EVA) y el algómetro Force One FDIX 50 (ver

Figura 27) (136) para valorar la percepción de dolor en la palpación. En referencia al EVA, la variable resultante fue la diferencia en dicha puntuación entre el registro basal, sin kinesiotaping y la resultante obtenida en la segunda y tercera sesión. El EVA consiste en un segmento milimetrado de amplitud 10 cm., limitada en los extremos por dos líneas horizontales, a la izquierda indica ausencia de dolor y a la derecha corresponde con un dolor insoportable. El paciente tuvo que dibujar una línea en el lugar donde mejor describa la intensidad de su dolor. La lectura se realizó con una regla milimetrada 10 cm. y se le otorga el valor numérico que corresponde al nivel marcado (137). El EVA se le pidió el primer día de tratamiento y en las dos sesiones consecutivas. Se le indicó al paciente que marque el nivel de dolor que tenía en ese momento (ver anexo 2). En cuanto al algómetro, se utilizó para determinar el umbral de dolor a la presión (UDP) que presentaba el paciente al inicio de la intervención y se volvió a utilizar en la última sesión para valorar si existía una disminución en la intensidad del mismo. El algómetro nos da la presión en Newtons (N) que puede soportar el paciente en el músculo trapecio superior.

Figura 27. Algómetro FDIX.

La palpación del trapecio superior se realizó con el paciente en decúbito prono y la extremidad superior del lado a palpar a lo largo del tronco. Se localizó la espina de la escápula, a nivel medial, con el pulgar y se dirigió hacia craneal y se realizó una pinza con el pulgar y segundo y tercer dedo (por la cara anterior) de tal forma que el vientre muscular del trapecio superior quedaba entre la presa (ver Figura 28). Se realizó una presión sobre el músculo para observar la tolerancia a la presión del paciente y luego se substituyó el pulgar por el algómetro y se realizó la medición del UDP; realizando una presión perpendicular sobre el vientre muscular del trapecio. Se realizaron tres mediciones y se cogió la media de las tres como referencia (138,139)

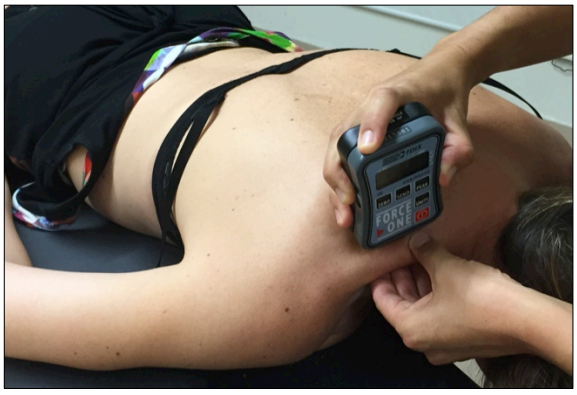


Figura 28. Valoración del UDP.

- Según la OMS (1994) define la calidad de vida como la percepción del individuo sobre su posición en la vida dentro del contexto cultural y el sistema de valores en el que vive y con respecto a sus metas, expectativas, normas y preocupaciones.

Para valorar la calidad de vida se utilizó el cuestionario de Salud general SF-36, la variable fue el resultado obtenido en la primera sesión. Este cuestionario incluye 36 ítems que evalúan el estado físico

y mental. La puntuación obtenida puede ir desde el 0 (peor estado de salud) al 100 (mejor estado de salud) (85).

- Para valorar el grado de discapacidad producido por el dolor en las actividades de la vida diaria (AVD) se pasó la versión española y validada del Northwick Park Neck Pain Questionnaire (NPQ). La variable obtenida fué la diferencia entre el registro basal y el registro de la última sesión (83).

- El cuestionario de salud SF-36 y el NPQ fueron autocumplimentados en presencia del investigador el primer día de tratamiento para el SF-36 y el primer día y el último día para el NPQ, antes de la medición de la EMG, la valoración del ROM y de la fuerza isométrica máxima (ver anexo 3).

- Para valorar la movilidad y la fuerza isométrica cervical se utilizó la MCU ™ Multi-Cervical Unidad. Las variables obtenidas fueron los grados de movilidad en cada uno de los planos del espacio y los kilogramos de fuerza isométrica de la musculatura cervical.

- Para valorar la actividad muscular se utilizó el electromiógrafo Muscle tester M6000 T8 Megawin (ME6000, Mega Electronics Ltd, Koupia, Finlandia). Las variables obtenidas del EMG fueron la contracción voluntaria máxima (CVM) y las variables obtenidas del test de fatiga muscular, tales como el tiempo de mantenimiento de la posición, la MPF y la pendiente.

4.3.1.1. Valoración de la movilidad articular activa

La valoración de la amplitud articular activa de la columna cervical se realizó mediante el MCU. El protocolo de evaluación que se utilizó fue el de Melbourne, que objetiva el rango de movimiento en los tres ejes de movilidad cervical: flexo extensión, flexión lateral o inclinación y rotación y mide la fuerza de la musculatura cervical durante contracciones isométricas en posición neutra, a 25º y a 45º de rotación cervical en movimiento de flexión, extensión e inclinaciones derecha e izquierda (131). Se realizaron tres repeticiones y se obtuvieron los valores medios y los coeficientes de variación.

Antes de realizar la primera medición del día, se llevó a cabo la calibración de la MCU.

Para realizar la calibración se siguieron las siguientes verificaciones:

1- Se calibró la fuerza isométrica: se aseguró la barra de la abrazadera que se utiliza para la calibración en la placa de calibración. Se comprobó que el cable rJ45 estuviera enchufado a la abrazadera y al enchufe más cercano en el frontal de la unidad arriba del equipo MCU. Y nos aseguramos que no había ninguna fuerza sobre la abrazadera (click ok).

2- Se colocó el bloque de calibración y las pesas sobre la barra de la abrazadera y se comprobó que fuera el peso indicado para realizar la calibración (26,1lb) (click ok).

3- Para calibrar el movimiento de rotación: Se quitaron los pesos y se estableció el halo a 0º (click ok). Y Luego se colocó el halo a 90º hacia la izquierda (click ok).

4- Seguidamente se verificó el ángulo de flexión y extensión y para ello se colocó el ángulo primero a 0º (click ok) y luego a 70º de flexión (click ok).

5- Por último se calibró la altura del asiento y para ello primero se colocó el asiento en la posición más baja (click ok) y seguidamente en la más alta (click ok).

Finalizada la calibración del MCU se realizó la verificación realizando tres pasos:

1. Verificación de la fuerza con 1.1lb.
2. Verificación de la rotación colocando el halo a 50º de rotación a la izquierda.
3. Verificación de la flexión colocando el halo a 50º de flexión.

Una vez realizadas la calibración y posterior verificación se procedió a la valoración del paciente.

Para la valoración del ROM lo primero que se realizó fue situar correctamente al paciente, esto evitó cualquier lesión que pudiera ocurrir durante la valoración. Para ello se siguieron 7 pasos (ver Figura 29):

Paso 1: Se insertó el pin de parada ROM de rango de movimiento en la posición cero sobre el halo.
Paso 2: Se bajó el sillón a la posición más baja.

Paso 3: Utilizando el pestillo de la parte derecha, se abrió el halo.

Paso 4: Se le pidió al paciente que se sentara en el sillón.

Paso 5: Se ajustó la altura del sillón y la posición del respaldo, la altura del respaldo y los brazos del sillón para acomodarlo al tamaño del paciente, su peso y postura. Se estableció la altura del Halo a la posición 3 para comenzar.

Paso 6: Se fijó a paciente con los cinturones, en la cintura y en los hombros.

Paso 7: Se cerró y bloqueó el halo.

Figura 29. Posición paciente MCU.

Una vez colocado el paciente se realizó la medición. El primer movimiento que se valoró fue la flexión y la extensión de la columna cervical. Para ello se siguieron los siguientes pasos (ver Figura 30):

Paso 8: Para valorar la flexión, se insertaron ambas abrazaderas en el halo. El fondo de la abrazadera posterior debía quedar en la protuberancia occipital externa.
Paso 9: Se estableció el halo a 15º por debajo de la horizontal.
Paso 10: Se colocaron las abrazaderas contra la cabeza del paciente.
Paso 11: Se realizaron ajustes muy precisos del asiento y del halo para que las cervicales C5/C6 del paciente estuvieran alineadas con la punta pivotada del halo.
Paso 12: Se aseguró firmemente la cabeza del paciente con los soportes.
Paso 13: Se quitó el pin de parada de rango de movimiento antes de desarrollar el test.

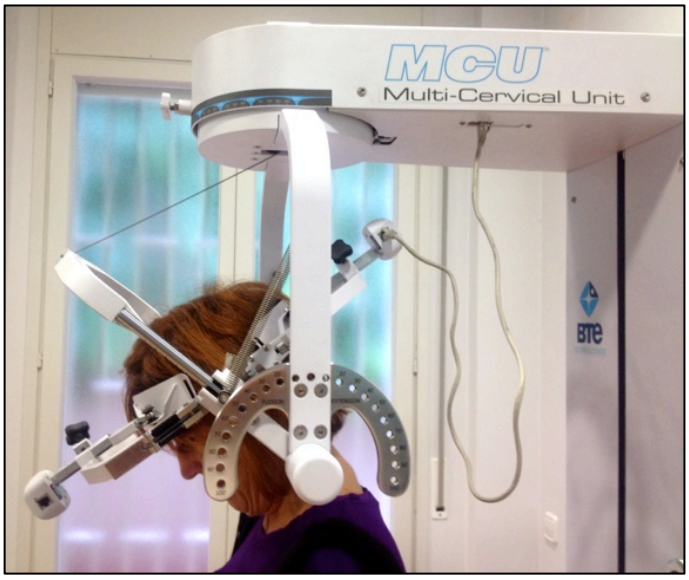


Figura 30. Valoración de la movilidad de flexión cervical.

Se le pidió al paciente que repitiera tres veces cada movimiento de flexión. Una vez completado el test, se completó una escala de dolor de 0 a 10 donde 0 equivale a ausencia de dolor y 10 máximo dolor. Según se desarrollaba el protocolo, la pantalla del ordenador mostraba los resultados y promedios por medio de un gráfico lineal, tablas, gráfico de barras y gráfica circular. Además de los resultados del test, la pantalla tabuló el promedio de rango de movimiento, ROM más elevado, coeficiente de variación (COV), y el porcentaje normal. El ratio de dolor determinado por el paciente también apareció en el campo de texto de la escala de dolor. Luego se realizó lo mismo para el movimiento de extensión (ver Figura 31).

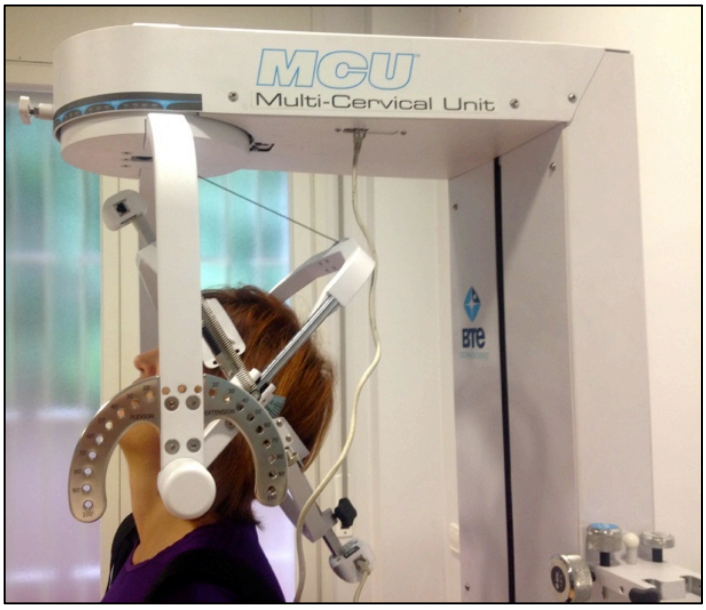


Figura 31. Valoración de la movilidad de extensión cervical.

Para valorar las rotaciones (derecha e izquierda) (ver Figura 32):

Paso 1: Se estableció el halo a 0 grados con respecto a la horizontal y a 10 grados de flexión.

Paso 2: Se colocaron las abrazaderas contra la cabeza del paciente.
Paso 3: Se realizaron los ajustes del sillón para alinearlo con las cervicales, C5/C6 del paciente con el pivote apuntando hacia el halo.
Paso 4: Se aseguró firmemente la cabeza del paciente con las abrazaderas.
Paso 5: Mientras se mantuvo en el lado del halo, se desbloqueó el pin de rotación antes de desarrollar el test.

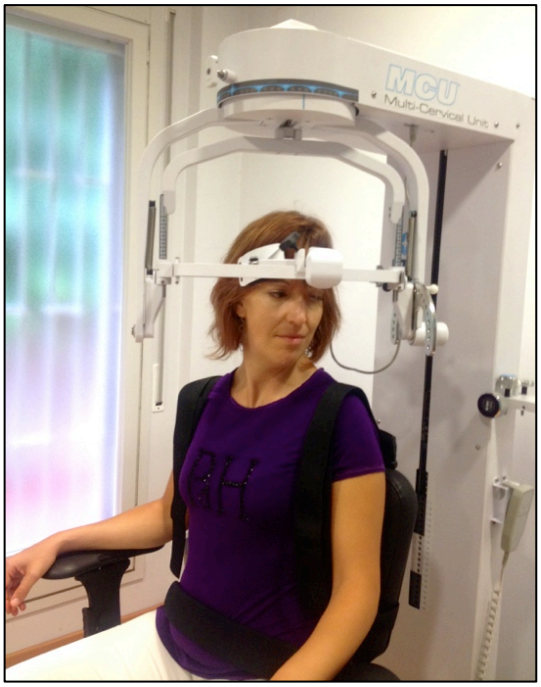


Figura 32. Valoración de la movilidad en rotación cervical.

Una vez realizada la colocación del paciente para valorar el ROM en rotación derecha e izquierda se le pidió al paciente que realice el movimiento de rotación izquierda, se realizaron tres repeticiones, una vez finalizado se completó la escala de dolor de 0 a 10. Según se desarrolla el protocolo, la pantalla del ordenador muestra los resultados y promedios por medio de un gráfico lineal, tablas, gráfico de barras y gráfica circular. Además de los resultados del test, la

pantalla tabula el promedio de rango de movimiento, ROM más elevado, coeficiente de variación (COV), y el porcentaje normal. El ratio de dolor determinado por el paciente también aparece en el campo de texto de la escala de dolor. Finalizada la rotación izquierda se realizó la medición hacia la derecha.

Para valorar las inclinaciones laterales o flexión lateral (derecha e izquierda) (ver Figura 33):

Paso 1: Se desbloqueó el pin de rotación y se rotó el halo a 90º de rotación a la derecha. Se bloqueó el pin de rotación de vuelta a su lugar.
Paso 2: Se insertó la abrazadera en el halo.
Paso 3: Se mantuvo el halo a 0º con respecto a la horizontal. El ángulo de flexión/extensión también a 0º.
Paso 4: Se colocaron las abrazaderas contra el paciente sin fijarlas.
Paso 5: Se realizaron los ajustes del sillón para alinearlo con las cervicales, C5/C6 del paciente con el pivote apuntando hacia el halo.
Paso 6: Se aseguró la cabeza del paciente con las abrazaderas.
Paso 7: Se quitó el pin de parada de rango de movimiento antes de desarrollar el test.

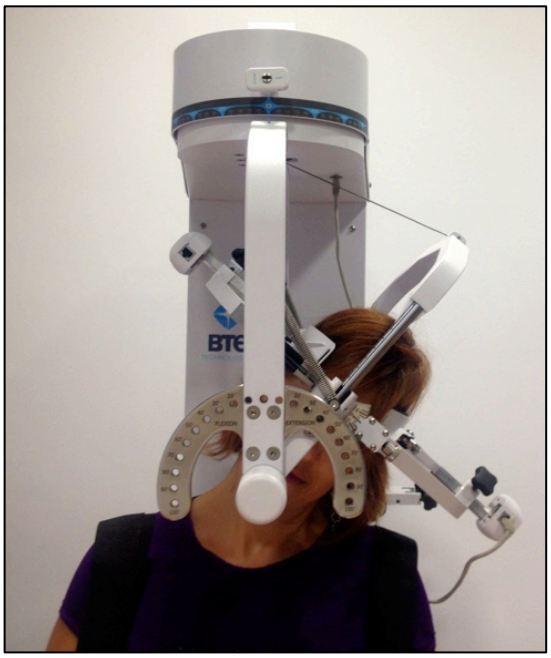


Figura 33. Valoración de la movilidad en inclinación lateral de la columna cervical.

Una vez realizada la colocación del paciente para valorar el ROM en inclinación lateral se le pidió al paciente que realizara el movimiento hacia la izquierda, se realizaron tres repeticiones, una vez finalizado se complementó la escala de dolor de 0 a 10. Según se desarrolló el protocolo, la pantalla del ordenador mostraba los resultados y promedios por medio de un gráfico lineal, tablas, gráfico de barras y gráfica circular. Además de los resultados del test, la pantalla tabuló el promedio de rango de movimiento, ROM más elevado, coeficiente de variación (COV), y el porcentaje normal. El ratio de dolor determinado por el paciente también aparece en el campo de texto de la escala de dolor. Finalizada la inclinación izquierda se realizó la medición hacia la derecha.

4.3.1.2. Valoración de la fuerza isométrica de la musculatura cervical

Una vez realizada la valoración del ROM en todos los planos de movimiento se realizó la valoración de la fuerza muscular isométrica. Se pidió una contracción de 3 segundos de duración hacia delante, hacia atrás, hacia la derecha y hacia la izquierda. Esta valoración se realizó a 0 grados, a 25 grados y a 45 grados de rotación (derecha e izquierda).

Se empezó siempre por la valoración en posición neutra. Es importante la correcta colocación del paciente y para ello se siguieron los mismos pasos comentados para la valoración del ROM.

La primera valoración fue para la musculatura flexora y luego la extensora. Para realizarla se siguieron los siguientes pasos (ver Figura 34 y Figura 35):

Paso 1: Se colocó la abrazadera frontal conectada al cable que enviará la señal al ordenador para la flexión y para el test extensor, se colocó la abrazadera en la protuberancia occipital externa.
Paso 2: Se estableció el halo a 15º por debajo de la horizontal.
Paso 3: Se situó la abrazadera contra la cabeza del paciente.
Paso 4: Se realizaron los ajustes necesarios para que C5/C6 quedaran alineados con la punta pivotada del halo.

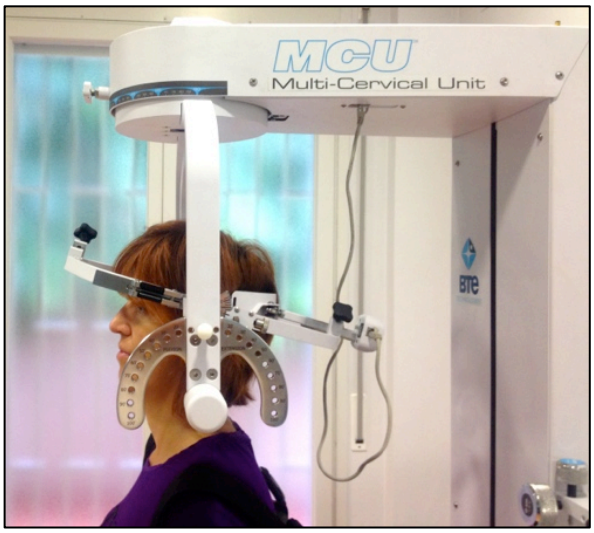


Figura 34. Valoración de la fuerza isométrica en extensión (pos.neutra).

Figura 35. Valoración de la fuerza isométrica en flexión (pos.neutra).

Una vez realizada la colocación del paciente se le pidió que realice una fuerza isométrica en flexión de 3 segundos de duración, se realizaron tres repeticiones, una vez finalizado apareció la escala de dolor de 0 a 10. Según se desarrolla el protocolo, la pantalla del ordenador fue mostrando los resultados y promedios por medio de un gráfico lineal, tablas, gráfico de barras y gráfica circular. Además de

los resultados del test, la pantalla tabula el promedio de fuerza, porcentaje de fuerza máxima, coeficiente de variación (COV), y el porcentaje normal. El ratio de dolor determinado por el paciente también aparece en el campo de texto de la escala de dolor. Una vez finalizada la flexión se realizó la medición hacia la extensión, para lo que tuvo que cambiar la posición de la abrazadera y se colocó en la protuberancia occipital externa. En ningún momento se quitó el pin de bloqueo de movimiento.

El siguiente movimiento a valorar fue la fuerza isométrica en inclinación lateral derecha e izquierda.

Para llevar a cabo esta valoración se desbloqueó el pin de rotación y se rotó el Halo a 90º hacia la derecha y se volvió a bloquear (ver Figura 36).

Paso 1: Se sujetó la abrazadera al halo en el lado del paciente que íbamos a ejercitar (se empezó por el izquierdo).
Paso 2: Se colocó el Halo a 0º con respecto de la horizontal. El ángulo de flexión y extensión también se mantuvo a 0º.
Paso 3: Se puso la abrazadera contra la cabeza del paciente.
Paso 4: Se hicieron los ajustes oportunos en el asiento para alinear las cervicales C5/C6 con la punta del pivote del halo.
Paso 5: Se aseguró que la abrazadera estuviera conectada al cable del ordenador.
Paso 6: Se realizó la medición, pidiéndole al paciente que realice una fuerza isométrica hacia la izquierda.

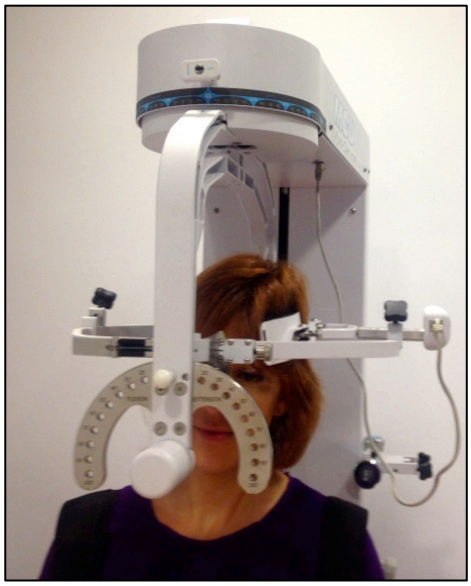


Figura 36. Valoración de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (pos.neutra).

Esta fuerza isométrica tuvo 3 segundos de duración y se realizaron tres repeticiones, una vez finalizado se completó la escala de dolor de 0 a 10. Según se desarrolló el test, en la pantalla del ordenador se mostraron los resultados y promedios por medio de un gráfico lineal, tablas, gráfico de barras y gráfica circular. Además de los resultados del test, la pantalla tabuló el promedio de fuerza, porcentaje de fuerza máxima, coeficiente de variación (COV), y el porcentaje normal. El ratio de dolor determinado por el paciente también apareció en el campo de texto de la escala de dolor. Una vez finalizada la inclinación izquierda se realizó la medición hacia la inclinación lateral derecha, para lo que se cambió la posición de la abrazadera y se colocó en el lateral derecho del cráneo. En ningún momento se quitó el pin de bloqueo de movimiento.

Se repitieron estas valoraciones colocando la cabeza del paciente a 25º y 45º de rotación, primero a la izquierda y luego a la derecha (ver Figura 37 y Figura 38).

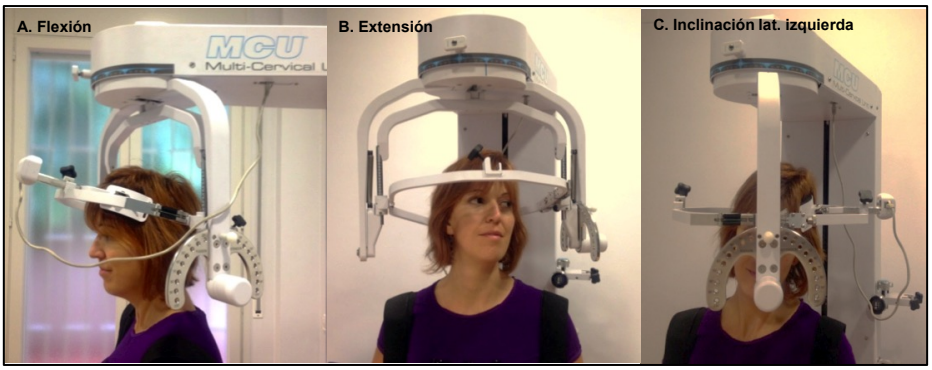


Figura 37. Valoración de la fuerza isométrica a 25º de rotación izquierda.

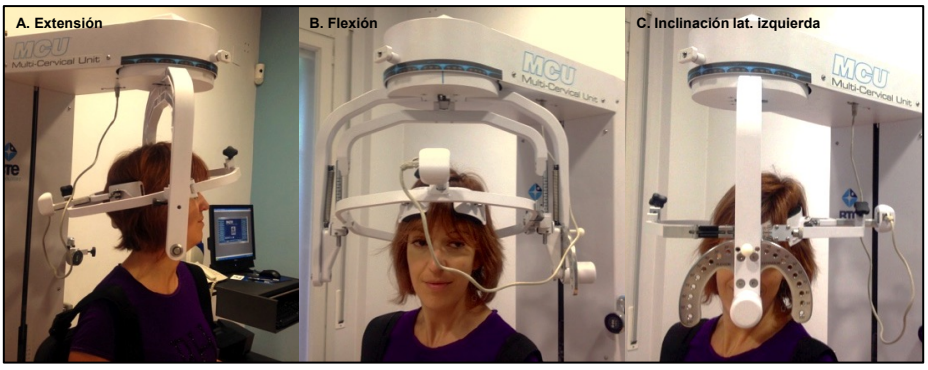


Figura 38. Valoración de la fuerza isométrica a 45º de rotación izquierda.

4.3.1.3. Valoración de la actividad muscular electromiográfica

Se realizó utilizando el EMG Mega 6000, este emg consta de 8 canales con una conversión analógica/digital (A/D) de 14 bits, un Common Mode Rejection Ratio (CMRR) de 110dB y un filtro de banda de 8-500Hz. Durante el registro la señal electromiográfica fue transferida a través de un cable óptico al ordenador con el software MegaWin 3.0 y almacenada para su posterior análisis.

Figura 39. EMG ME 6000, MEGA.

Se emplearon electrodos de superficie bipolares de plata-cloruro de plata (Ag AgCl) desechables, pretratados con gel conductor, con forma discoidal y con un diámetro de 24mm (Kendall H124SG).

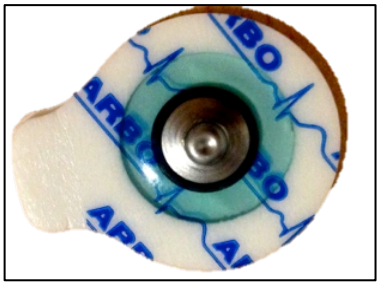


Figura 40. Electrodos.

Procedimiento del registro electromiográfico:

La electromiografía se realizó a continuación de la valoración de la movilidad y fuerza isométrica de la columna cervical.

El registro electromiográfico estuvo constituido por dos fases. En una primera fase se crearon los protocolos de recogida de datos utilizando el software Megawin 3.1. y en una segunda fase se llevaron a cabo con cada individuo.

Se realizaron un total de dos protocolos, uno la el cálculo de la CVIM y otro la el test de fatiga o test isométrico.

Para valorar la CVIM se creó un protocolo que se nombró CVM trapecio superior. Se seleccionó el área anatómica de estudio (Cuello) y la señal raw dinámica. Se programó para que apareciera un aviso de *Star* cuando el paciente debía comenzar la contracción y un aviso de *Stop* cuando el paciente debía relajar. Esto se repitió 4 veces.

Para valorar la fatiga se creó un protocolo que se nombró Test de fatiga, al igual que en el protocolo anterior se seleccionó el área anatómica de estudio y la señal raw dinámica.

Se utilizaron el canal uno y dos del electromiógrafo, para el trapecio superior derecho e izquierdo respectivamente. Para la recogida de datos se siguieron los siguientes pasos:

1. El paciente se situó en sedestación en un taburete frente al ordenador que estaba conectado a la EMG con los brazos en posición neutra.

2. Colocación de los electrodos: para su colocación se siguió el protocolo establecido por SENIAM (Electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos). Los electrodos se colocaron sobre la línea que une la espinosa de la séptima cervical (C7) y el acromion, en dirección a las fibras musculares (ver Figura 41). El punto de contacto entre los electrodos es el punto medio de esta línea. Previo a la colocación de los electrodos se limpió la piel con alcohol para reducir la impedancia por debajo de 5KΩ (140).

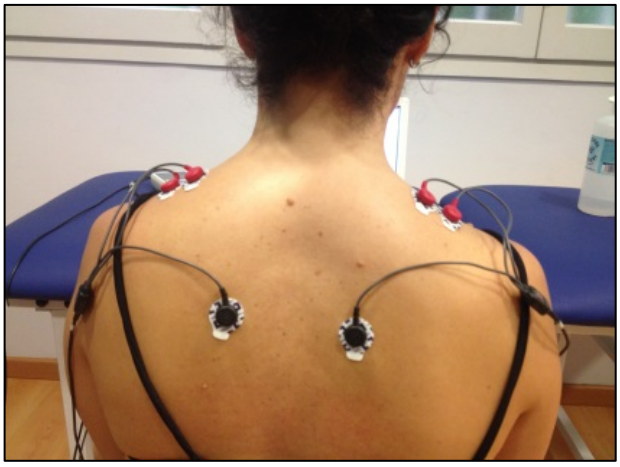


Figura 41. Colocación de los electrodos.

Fase de registro de la señal de la EMG:

El registro con el EMG constó de las siguientes pruebas: la CVIM, el test de fatiga del trapecio superior y la actividad muscular máxima desarrollada durante el registro del ejercicio isométrico del test de fatiga.

- La CVIM es un test estático contra una resistencia estática. El cálculo de la CVIM es necesario para la normalización de los trazados obtenidos respecto a la actividad máxima del trapecio superior y el individuo; de esta manera nos permitió comparar diferente registros de sujetos distintos (102). La CVIM consiste en producir la mayor amplitud de la actividad mioeléctrica posible a través de una prueba de resistencia que permite comparar los registros de actividad muscular electromiográfica entre individuos y músculo (141).

Figura 42. CVM trapecio superior.

Para realizarla se colocó al individuo en sedestación en un taburete con los brazos a lo largo del tronco. El investigador se colocó por detrás y aplicó una resistencia máxima sobre los hombros del individuo (ver Figura 42) (142,143). El individuo realizó una fuerza máxima de elevación de los hombros (encogimiento de hombros) durante 4 segundos seguidos de 4 segundos de descanso con un total de 4 repeticiones (107,144). Se estimuló verbalmente a los participantes durante la ejecución de la CVIM.

- Para realizar el test de fatiga o test isométrico se solicitó al individuo que aguantara mínimo 1 minuto y máximo lo que pueda, con los

brazos en una abd de 90º con una pesa de 1 Kg en cada mano (ver Figura 43 y Figura 44) (145).

Figura 43. Test de fatiga trapecio superior sin KT.

Figura 44. Test de fatiga del trapecio superior con KT.

Fase de Procesado de la señal de la EMG:

La señal captada con el EMG es una señal de muy baja intensidad y suele estar mezclada con otras señales no deseadas, por lo que se realizó primero una amplificación y un filtrado y posteriormente se llevó a cabo la cuantificación de las mismas (146).

1- Una vez editada la señal en bruto de la CVIM se corrigió el offset de los canales utilizados y se rectificó la señal con Room Mean Squared (RMS). El cálculo de la CVIM se realizó con el software megawin utilizando un window width de 2s. y una actividad mínima predefinida de 50 microvoltios (ver Figura 45, Figura 46 y Figura 47) (140).

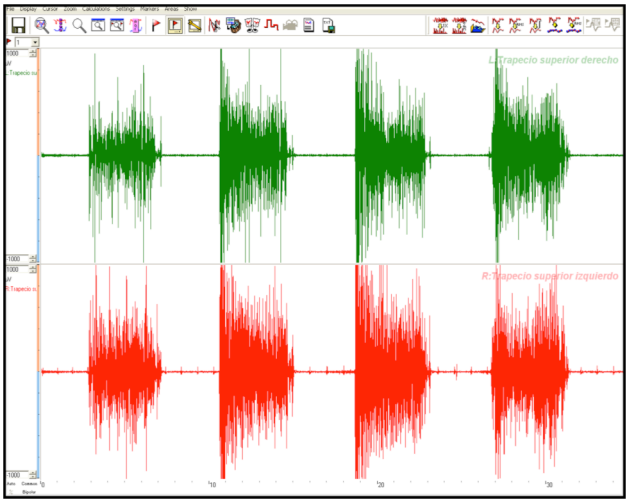


Figura 45. Señal RAW de la CVIM.

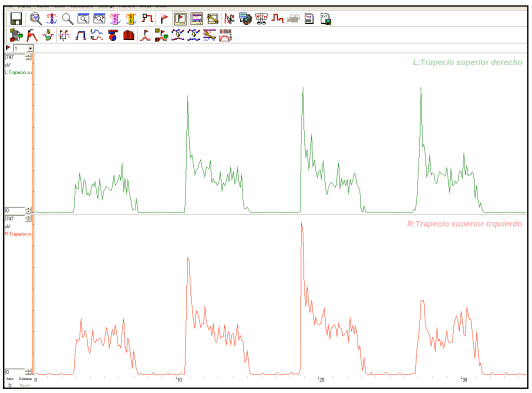


Figura 46. Señal de la CVIM rectificada con RMS averaging.

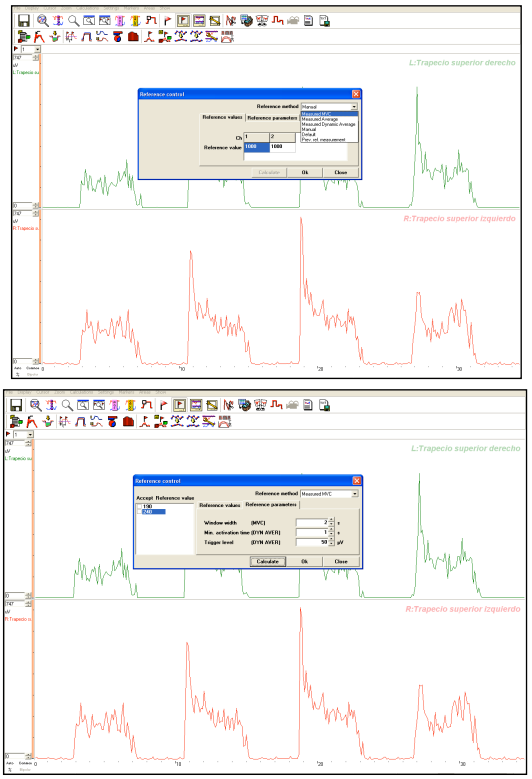


Figura 47. Cálculo de la CVIM.

2- La señal obtenida para el cálculo de la fatiga también fue editada y corregido el offset. Se seleccionó el área de interés y se realizó el cálculo utilizando la Transformada Rápida de Fourier (FFT) (ver Figura 48y Figura 49).

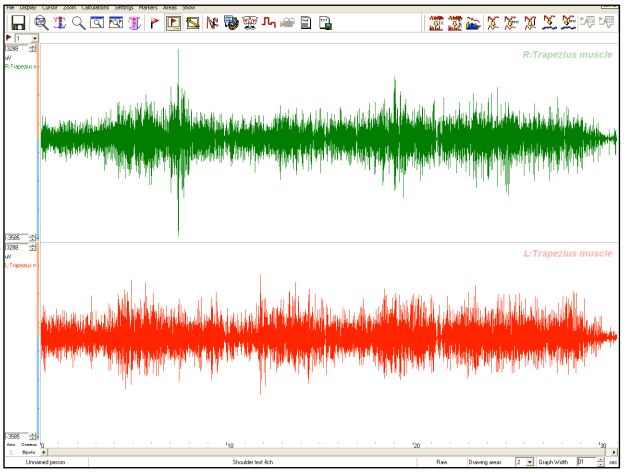


Figura 48. Señal RAW del Tes de fatiga.

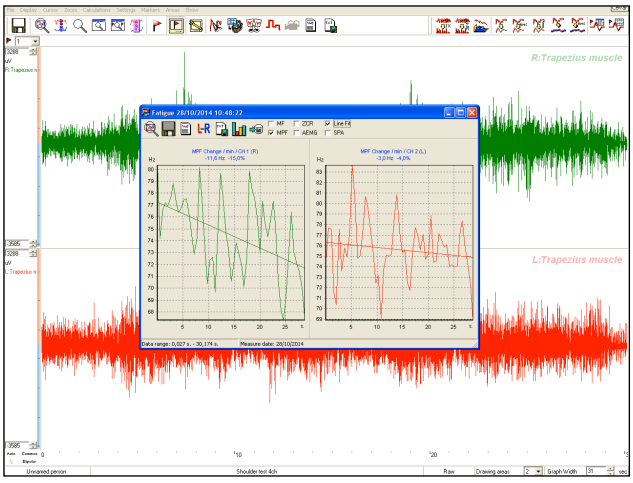


Figura 49. Cálculo de la fatiga con FFT.

3- Del mismo registro realizado para la fatiga (ejercicio isométrico) se calculó la actividad muscular máxima que desarrolló el músculo en función de la CVIM de ese mismo día. Este cálculo se realizó con el software megawin (ver Figura 50 y Figura 51).

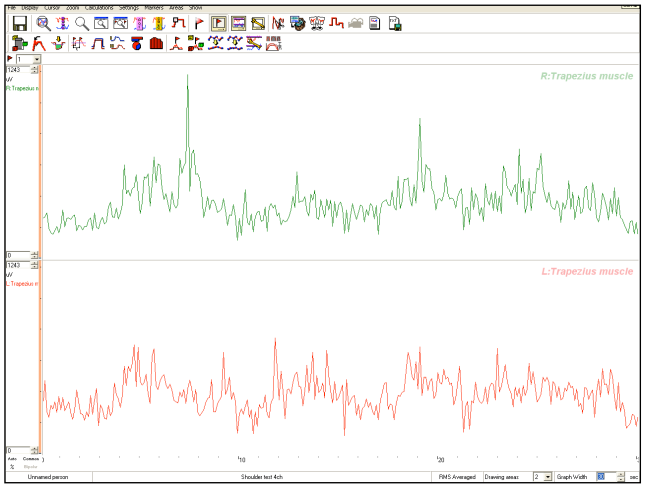


Figura 50. Señal del Test fatiga rectificada con RMS averaging.

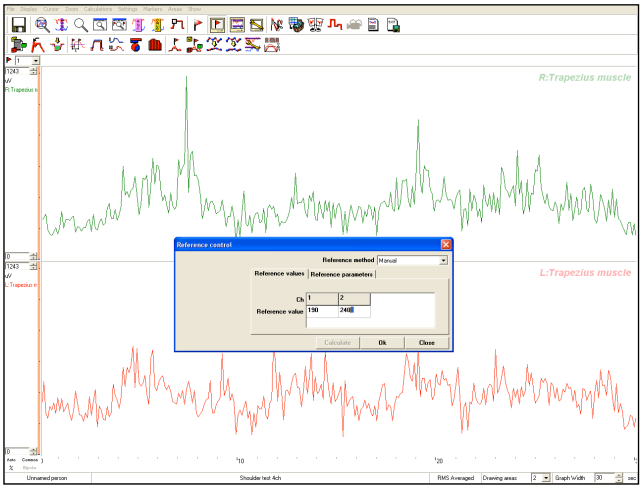


Figura 51. Cálculo de la activación muscular teniendo en cuenta la CVM.

4.4. Descripción de la intervención

4.4.1. A todos los individuos incluidos en el estudio se les enseñó y entregó una pauta de estiramiento estático activo en tensión activa (132,134) de la musculatura afecta (trapecio superior) para realizar en el domicilio durante cuatro días, desde la primera sesión hasta la segunda (ver anexo 4).

4.4.2. A los individuos asignados al grupo de intervención, además de pautarles los ejercicios explicados en el punto anterior, y después de realizar el registro basal con el EMG y sin quitar los electrodos, se les colocó el vendaje kinesiotaping en forma de "Y" a nivel del músculo Trapecio fibras superiores derecho e izquierdo (ver Figura 52), utilizando la técnica muscular aplicada sin tensión desde la inserción hasta el origen, como lo describe K.Kase. La venda utilizada fue de la casa Kinesio Tex Gold FP de color beig.

Para ello el paciente se colocó en sedestación en un taburete. La medida de la cinta se tomó realizando un estiramiento de la piel donde se iba a aplicar (le pedimos al paciente que realice una inclinación contralateral de la columna cervical) y se medió desde el acromion hasta la apófisis mastoidea. Luego se cortó la venda por la mitad en sentido longitudinal dejando una base conjunta con las dos mitades, de tal forma que quedó con forma de "Y" y se redondearon las puntas. La aplicación de la venda comenzó en la inserción del trapecio fibras superiores (acromion), donde se enganchó la base con el paciente en posición neutra de la columna cervical y a partir de aquí se le pidió al paciente que realizara una inclinación contralateral de la columna cervical y se enganchó la cola superior en dirección a la apófisis mastoidea, para terminar, se le pidió al paciente una flexión de la

columna cervical para enganchar la cola inferior, de tal manera que pase por encima de la espina del omóplato hasta la séptima cervical y desde allí paralela a las espinosas cervicales hasta lo más craneal que permita el cabello, en dirección a la línea curva occipital. Al final se le dio calor con roces manuales para activar el pegamento de la venda (1). El vendaje se dejó colocado hasta la siguiente visita (72 horas), el mismo utilizado en el estudio realizado por Martínez-Wong et al. en 2014 (43). No hay un consenso en el tiempo de aplicación del KT, los estudios similares sobre patología cervical utilizan un tiempo de intervención muy variable (4,21,22,40-42).

Después de la aplicación de la venda, se le pidió al paciente que repitiera el Test de fatiga para el músculo trapecio superior (ver Figura 52 y Figura 53).

El tiempo total de estudio fue de 1 semana.

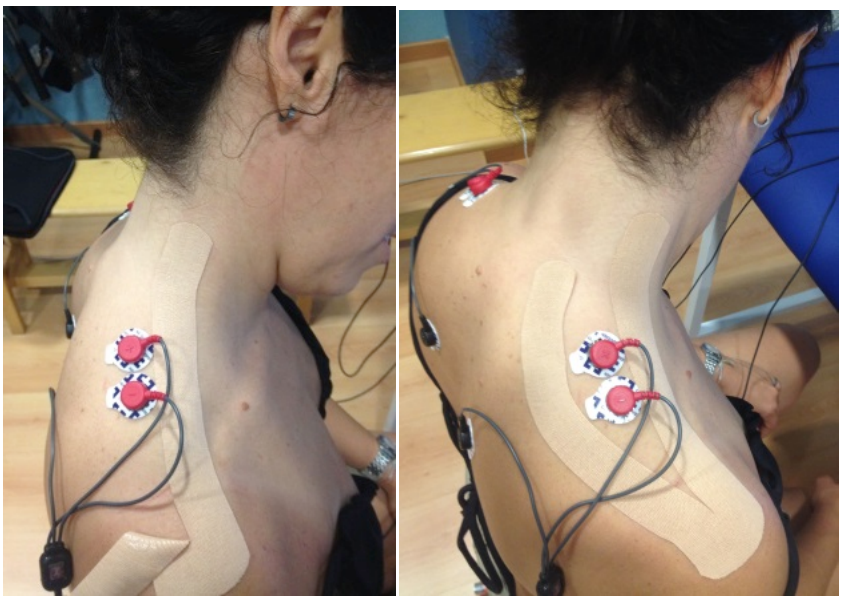


Figura 52. Aplicación del kinesiotape en el trapecio superior.

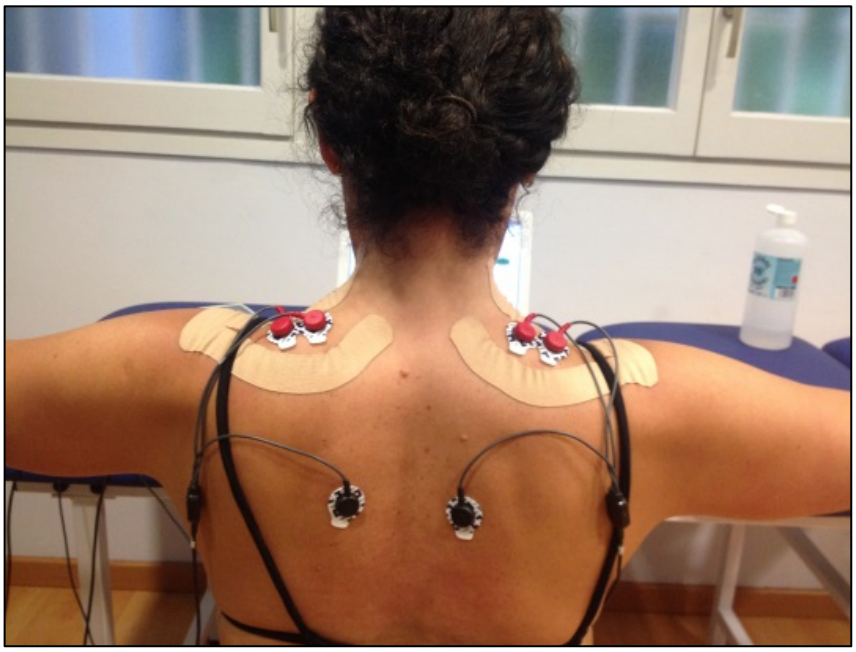


Figura 53. Realización del Test de Fatiga con el kinesiotape en el trapecio superior.

4.5. Procedimiento general del estudio

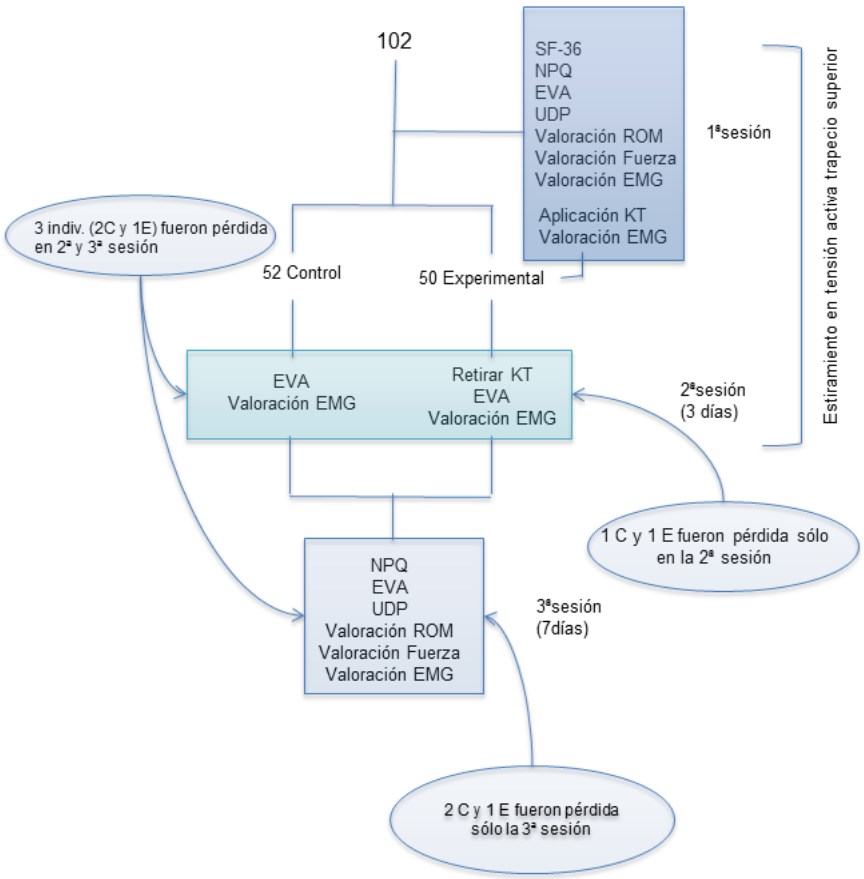


Figura 54. Esquema general del estudio.

4.6. Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos se ha realizado de la siguiente forma, en primer lugar para todas las variables de respuesta y todos los momentos de medición para cada una de ellas, según las distintas sesiones se muestran los estadísticos descriptivos para el

grupo experimental y para el grupo control. En el caso de las variables cualitativas se indican las frecuencias absolutos y relativas, y para las variables cuantitativas se calcula la media, desviación estándar, el intervalo de confianza al 95% (IC95%) de la media y los valores mínimo y máximo.

En segundo lugar para cada una de las variables de respuesta, todas ellas cuantitativas, para las que se quiere comparar si la evolución a lo largo del estudio tiene una evolución distinta según el grupo control o experimental se ha comprobado si estas son comparables al inicio del estudio entre ambos grupos. Para ello, se ha realizado un test t-student para grupos independientes en el caso de que dicha variable tanga una distribución Normal o un test U de Mann-Whitney en caso Contrario. La distribución de Normalidad se ha comprobado mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Cabe decir que además de las variables de respuesta medidas en el estudio, también se ha comprobado que los grupos son comparables entre si par aquellas variables referentes a las propias características de los individuos, como edad, sexo, actividad física etc. En este caso se han realizado los mismos test para aquellas características de tipo cuantitativo y para las de tipo cualitativo se ha realizado un test χ^2 de Pearson.

En tercer lugar, con la finalidad de comparar la evolución durante el tiempo de estudio de cada variable de respuesta entre ambos grupos, se ha realizado un Modelo Lineal General (GLM) con dos factores (Grupo y sesión) con medidas repetidas.

Finalmente, para comparar si aquellas variables que solo se han registrado en el grupo experimental mostraban diferencias entre el inicio y el final del estudio, se ha usado el test t-student para grupos

dependientes o un test de Wilcoxon, según la distribución fuera Normal o no respectivamente,

Para todos los análisis estadísticos se ha usado el paquete SPSS 21.0 y se ha considerado que la significación estadística se alcanzaba si p-valor<0.05.

5. CONSIDERACIONES ÉTICAS

A todos los participantes del estudio se les entregó la hoja de información y el consentimiento informado (ver anexo 5). La participación en el estudio fue voluntaria y, en cualquier momento podían abandonar el estudio de forma libre sin que esto supusiera algún prejudicio negativo para ellos. Los datos de los individuos fueron tratados respetando la ley orgánica de protección de datos 15/1999 del 13 de diciembre.

Previamente a iniciar el estudio, se pasó satisfactoriamente el comité de ética de Universitat Internacional de Catalunya (ver anexo 6).

6. RESULTADOS

6.1. Resultados de las variables sociodemográficas y del cuestionario de salud general SF-36

A continuación se detallan los resultados obtenidos de las variables sociodemográficas.

La muestra del estudio estuvo formada por 33 (63,5%) mujeres y 19 (36,5%) hombres el grupo control, y por 35 (70%) mujeres y 15 (30%) hombres en el grupo experimental. Entre ambos grupos de estudio, la distribución por sexo fue similar, no presentando diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,484>0,05 en el test χ^2) siendo ambos grupos comparables entre sí. Tres individuos (dos del grupo control y uno del grupo experimental) fueron pérdida después de la primera sesión. Un individuo del grupo experimental y uno del control fueron pérdida sólo en la 2ª sesión y dos individuos del grupo control y uno del grupo experimental fueron pérdida sólo en la 3ªsesión.

La media de edad del grupo control fue de 41,52 (13,90) con un intervalo de confianza al 95% (IC95%) de [37,65 - 45,39]. En el grupo experimental la media de edad fue de 39,02 (14,82) con un IC95% de [34,81-43,23].

En cuanto al peso, la media en el grupo control fue 67,95kg (14,16) con un IC95% de [64,01-71,89], mientras que en el grupo experimental fue de 65,34kg (9,78) con un IC95% de [62,56-68,12]. La talla media en el grupo control fue de 1,68cm (0,10) con un IC95% de

[1,65-1,70] y en el grupo experimental 1,68cm (0,08) con un IC95% [1,65-1,70]. Con estos datos se calculó el índice de masa corporal (IMC) de los individuos que formaron parte del estudio, de tal forma que la media del IMC del grupo control fue de 24,04 (3,34) con un IC95% de [23,11-24,98] y la media en el grupo experimental fue de 23,23 (3,13) con un IC95% de [22,34-24,12] (ver Tabla 3). Se comparó la edad y el peso con el test t-student para grupos independientes, en el que se obtuvo un p-valor=0,382 para la edad y p-valor=0,283 para el peso. La talla y el IMC se comparó con el test U de Mann-Whitney, con el que se obtuvo un p-valor=0,812 y p-valor=0,121 respectivamente. Por lo que los grupos fueron comparables tanto en edad como en peso, talla e IMC. Previamente se comprobó si dichas variables tenían una distribución normal con el test de Kolmogorov-Smirnov.

Tabla 3. Variables sociodemográficas de la muestra.

		Control	Experimental
Edad	*Media (SD)*	41,52 (13,90)	39,02 (14,82)
	Mín	19,00	18,00
	Máx	82,00	74,00
	IC95%	[37,65 - 45,39]	[34,81 - 43,23]
Peso	*Media (SD)*	67,95 (14,16)	65,34 (9,78)
	Mín	48,00	48,00
	Máx	114,00	90,00
	IC95%	[64,01 - 71,89]	[62,56 - 68,12]
Talla	*Media (SD)*	1,68 (0,10)	1,68 (0,08)
	Mín	1,53	1,55
	Máx	1,87	1,86
	IC95%	[1,65 - 1,70]	[1,65 - 1,70]
IMC	*Media (SD)*	24,04 (3,34)	23,23 (3,13)
	Mín	17,24	18,83
	Máx	32,69	33,46
	IC95%	[23,11 - 24,98]	[22,34 - 24,12]

La mayoría de individuos de ambos grupos mantenían una actividad laboral y/o de estudio de manera activa, siendo 46 (88,5%) de los individuos del grupo control y 46 (92%) del grupo experimental. Ambos grupos presentaron una distribución similar, sin diferencias estadísticamente significativas y por lo tanto, comparables entre sí (p-valor=0,548>0,05 en el test χ^2). En cuanto a las horas de trabajo y/o estudio por semana, la media de horas en el grupo control fue de 42,57 (55,75) con un IC95% [26,01-59,12] y en el grupo experimental de 33,02 (11,65) con un IC95% [29,56-36,48].

En relación al hábito tabáquico, 41 (78,8%) de los individuos del grupo control y 40 (80%) del grupo experimental no fumaban, ambos grupos resultaron ser homogéneos entre ellos con un p-valor=0,885>0,05 en el test χ^2. Respecto al consumo de alcohol, el 46 (88,5%) individuos del grupos control y 43 (86%) del grupo experimental no consumían alcohol de manera habitual. Siendo los dos grupos de distribución similar con un p-valor=0,709>0,05 en el test χ^2.

En cuanto al consumo de bebidas excitantes (café, té, bebidas energéticas) 35 (67%) individuos del grupo control y 39 (78%) del grupo experimental consumían una o más al día. Ambos grupos resultaron ser muy simulares y por lo tanto comparables entre ellos (p-valor=0,226>0,05 en el test χ^2).

En relación a la práctica deportiva, 28 (65,1%) individuos del grupo control realizaban deporte, mientras que en el grupo experimental fueron 25 (65,8%). No se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, por lo que fueron comparables entre ellos (p-valor=0,949>0,05 en el test χ^2). La media de horas por semana de práctica deportiva fue de 4,78 (4,11) con IC95% [3,3-6,24] en el grupo control y de 5,69 (3,65) con un IC95% [4,44-6,95] en el grupo experimental.

Respecto a la lateralidad en el grupo control 29 (55,8%) de los individuos presentaban dolor con mayor frecuencia en el lado derecho y el resto, 23 (44,2%) en la izquierda; mientras que en el grupo experimental fueron 26 (52,0%) los individuos que manifestaron dolor en el trapecio derecho y 24 (48,0%) en el izquierdo. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de estudio (p-valor= 0,703>0,05 en el test χ^2) por lo que resultaron ser comparables entre ellos.

Resultados del cuestionario de salud general SF-36

El resultado obtenido en el SF-36 en la dimensión de función física fue de una media de 90,55 (11,81) para el grupo control y de 91,90 (14,77) en el grupo experimental. En la dimensión función social se obtuvo un 77,40 (25,37) en el grupo control y 79,25 (25,95) en el grupo experimental. A nivel de la dimensión que valora los problemas físicos el grupo control obtuvo una media de 77,88 (36,26) y el grupo experimental 75,50 (33,30). El resultado a nivel de problemas emocionales fue de 80,12 (34,46) en el grupo control y de 78 (39,61) en el grupo experimental. A nivel de salud mental el grupo control obtuvo una media de 66,73 (17,36) y el grupo experimental 71,79 (15,97). En la dimensión de vitalidad el grupo control tuvo una puntuación media de 72,69 (19,11) y el grupo experimental de 79,25 (18,32). A nivel del dolor el valor obtenido fue de 63,02 (25,74) y de 64 (21,26) para el grupo control y experimental respectivamente. En cuanto a la percepción de control de la salud general, los valores obtenidos fueron de 62,25 (28,99) para el grupo control y de 71,25 (22,61) para el grupo experimental (ver Tabla 4).

Tabla 4. Resultados del SF-36.

		Control	Experimental
Cuestionario de salud general SF-36. Función física	*Media (SD)*	90,55 (11,81)	91,90 (14,77)
	Mín	65,00	5,00
	Máx	100,00	100,00
	IC95%	[87,26 - 93,84]	[87,70 - 96,10]
Cuestionario de salud general SF-36. Función social	*Media (SD)*	77,40 (25,37)	79,25 (25,95)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	100,00	100,00
	IC95%	[70,34 - 84,47]	[71,87 - 86,63]
Cuestionarios de salud general SF-36. Problemas físicos	*Media (SD)*	77,88 (36,26)	75,50 (33,31)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	100,00	100,00
	IC95%	[67,79 - 87,98]	[66,03 - 84,97]
Cuestionario de salud general SF-36. Problemas emocionales	*Media (SD)*	80,13 (34,46)	78,00 (39,62)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	100,00	100,00
	IC95%	[70,53 - 89,72]	[66,74 - 89,26]
Cuestionario de salud general SF-36. Salud mental	*Media (SD)*	66,73 (17,37)	71,80 (15,98)
	Mín	0,00	33,00
	Máx	100,00	96,00
	IC95%	[61,90 - 71,57]	[67,26 - 76,34]
Cuestionario de salud general SF-36. Vitalidad	*Media (SD)*	72,69 (19,11)	79,25 (18,33)
	Mín	0,00	10,00
	Máx	102,50	108,75
	IC95%	[67,37 - 78,01]	[74,04 - 84,46]
Cuestionarios de salud general SF-36. Dolor	*Media (SD)*	63,03 (25,75)	64,00 (21,26)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	100,00	100,00
	IC95%	[55,86 - 70,20]	[57,96 - 70,04]
Cuestionarios de salud general SF-36. Percepción de la salud general	*Media (SD)*	62,26 (29,00)	71,25 (22,61)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	100,00	100,00
	IC95%	[54,19 - 70,33]	[64,82 - 77,68]

Los resultados obtenidos de las diferentes dimensiones que se valoran en el SF-36 entre los dos grupos no presentan normalidad, por lo que comparamos los valores con el test U de Mann-Whitney. Los p-valores obtenidos se muestran en la siguiente tabla (ver Tabla 5).

Tabla 5. Comparación entre grupo control y experimental entre las dimensiones del SF-36.

Dimensión	*p-valor*
Función física	0,663
Función social	0,661
Problemas físicos	0,422
Problemas emocionales	0,833
Salud mental	0,100
Vitalidad	0,036*
Dolor	0,933
Percepción de la salud general	0,143

*en esta dimensión si que existió una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos.

6.2. Resultados de las variables de estudio

6.2.1. Resultado del Cuestionario sobre el dolor cervical (NPQ)

En la primera sesión la puntuación media obtenida en el grupo control fue de 20,05 (12,59) y en el grupo experimental de 18 (12,14). Según el test de Kolmogorov-Smirnov los resultados presentaron normalidad en la primera sesión (p-valor=0,404>0,05 según el Test t-student). En la última sesión el valor medio obtenido por el grupo control fue de 13,81 (13,09) y del grupo experimental de 11,43 (12,88) (ver Tabla 6).

Tabla 6. Resultados NPQ 1ª y 3ª sesión.

		Control	Experimental
Cuestionario de dolor cervical NPQ 1ªsesión	*Media (SD)*	20,05 (12,60)	18,00 (12,14)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	50,00	58,33
	IC95%	[16,55 - 23,56]	[14,55 - 21,45]
Cuestionario de dolor cervical NPQ 3ªsesión	*Media (SD)*	13,82 (13,09)	11,44 (12,89)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	41,67	71,88
	IC95%	[10,17 - 17,46]	[7,77 - 15,10]

Para comparar los resultados a lo largo de las sesiones se siguió un modelo lineal general y se obtuvo un p-valor=0,000 en el Test de esferidad de Mauchly (ver Tabla 7).

Tabla 7. Estadísticos del GLM del NPQ.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,857
Grupo		0,348

Por lo que se observó que el resultado pre y post intervención del NPQ tuvo diferencias estadísticamente significativas, mejorando los resultados post tratamiento pero, como se muestra en la figura 53, no hubieron diferencias estadísticamente significativas de éste cambio entre los dos grupos de estudio.

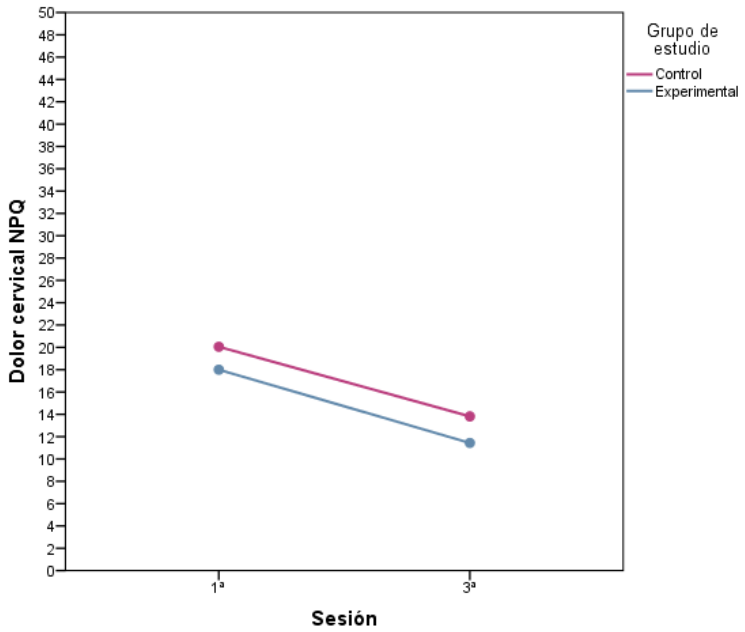


Figura 55. NPQ en la 1ª y 3ª sesión.

La pregunta 10 (ver Tabla 8) del cuestionario NPQ se preguntó sólo en la última sesión y no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos (p-valor=0,272>0,05 en el test χ^2). Como se puede ver en el cuadro siguiente, el 22,9% del grupo experimental se sintió mucho mejor después de la intervención y sólo un 2,1% del se sintió algo peor, frente al 12,5% del grupo control.

Tabla 8. Pregunta núm.10 NPQ. 3ª sesión.

	Control	Experimental
Mucho mejor	9 (18,8%)	11 (22,9%)
Algo mejor	20 (41,7%)	22 (45,8%)
Igual	13 (27,1%)	14 (29,2%)
Algo peor	6 (12,5%)	1 (2,1%)
Mucho peor	0	0

6.2.2. Resultados obtenidos de la EVA

En cuanto al dolor, al inicio del estudio, el grupo control manifestó un grado de dolor de 3,9 (2,35) y el grupo de estudio de 3,7 (2,24). No observándose diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos en la primera sesión (p-valor 0,588>0,05 en el test U de Mann-Whitney ya que el dolor no presenta normalidad, según el test de Kolmogorov-Smirnov).

En la segunda sesión el grado de dolor del grupo control fue de 2,95 (2,31) y en el grupo experimental de 2,54 (1,88). Y en la tercera sesión para el grupo control fue de 2,75 (2,50) y en el grupo experimental de

2,07 (2,05). Como se puede observar en la siguiente tabla, el grupo experimental tuvo una disminución mayor en la percepción subjetiva del dolor, entre la primera y tercera sesión, que el grupo control (ver Tabla 9).

Tabla 9. Resultados de la EVA.

		Control	Experimental
EVA en la 1ªsesión	*Media (SD)*	3,90 (2,35)	3,66 (2,24)
	Mín	0,00	0,50
	Máx	7,70	8,60
	IC95%	[3,21 - 4,59]	[3,01 - 4,31]
EVA en la 2ªsesión	*Media (SD)*	2,95 (2,31)	2,54 (1,88)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	8,40	7,30
	IC95%	[2,27 - 3,63]	[1,99 - 3,08]
EVA en la 3ªsesión	*Media (SD)*	2,75 (2,50)	2,07 (2,05)
	Mín	0,00	0,00
	Máx	8,50	9,00
	IC95%	[2,02 - 3,49]	[1,48 - 2,67]

La evolución del dolor durante las tres sesiones se comparó siguiendo un modelo lineal general.

Tabla 10. Estadísticos del GLM de la EVA.

Test esfericidad de Mauchly	0,016	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,508
Grupo		0,268

La percepción del dolor valorada con la EVA cambió a lo largo de las sesiones de manera estadísticamente significativa (p-valor=0,000), pero no lo hizo así entre los grupos del estudio (p-valor=0,508). Por lo que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas de la variación de la percepción del dolor con la EVA entre el grupo experimental y control (ver Tabla 10).

6.2.3. Resultados obtenidos con el algómetro

En cuanto al umbral de dolor a la presión (UDP) en el lado que presentaba más dolor, en la primera sesión, el grupo control presentó una tolerancia de 18(84,58)N y el grupo experimental de 15,23(6,21)N de presión. Y en la tercera sesión el UDP del grupo control fue de 23,07(11,53)N y del grupo experimental de 20,42(7,46)N (ver Tabla 11). Según el test de Kolmogorov-Smirnov el UDP no presentó normalidad. Mediante el test de U de Mann-Whitney se obtuvo un p-valor=0,162>0,05 por lo que los resultados fueron comparables en la primera sesión .

Tabla 11. UDP lado que presentó más dolor.

		Control	**Experimental**
Umbral de dolor a la presión 1ªsesión. Lado que presentó más dolor	*Media (SD)*	18,00 (9,20)	15,23 (6,21)
	Mín	5,86	5,20
	Máx	38,60	32,60
	IC95%	[15,33 - 20,67]	[13,43 - 17,03]
Umbral de dolor a la presión 3ªsesión. Lado que presentó más dolor	*Media (SD)*	23,08 (11,53)	20,43 (7,46)
	Mín	5,30	7,27
	Máx	49,60	39,80
	IC95%	[19,73 - 26,43]	[18,26 - 22,59]

A lo largo de las sesiones se siguió un modelo lineal general. Se realizó la Prueba de esferidad de Mauchly y se obtuvo un p-valor=0,000 (ver Tabla 12).

Tabla 12. Estadísticos del GLM de UDP en el lado que presentó más dolor.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,914
Grupo		0,118

El umbral de dolor a la presión cambió a lo largo del tiempo de manera estadísticamente significativa en el lado de más dolor, mostrando una mejoría en la tolerancia a la presión, como se puede ver en la figura 56 (ver Figura 56), pero no lo hizo así entre el grupo control y experimental. Por lo que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en el UDP en el lado de más dolor.

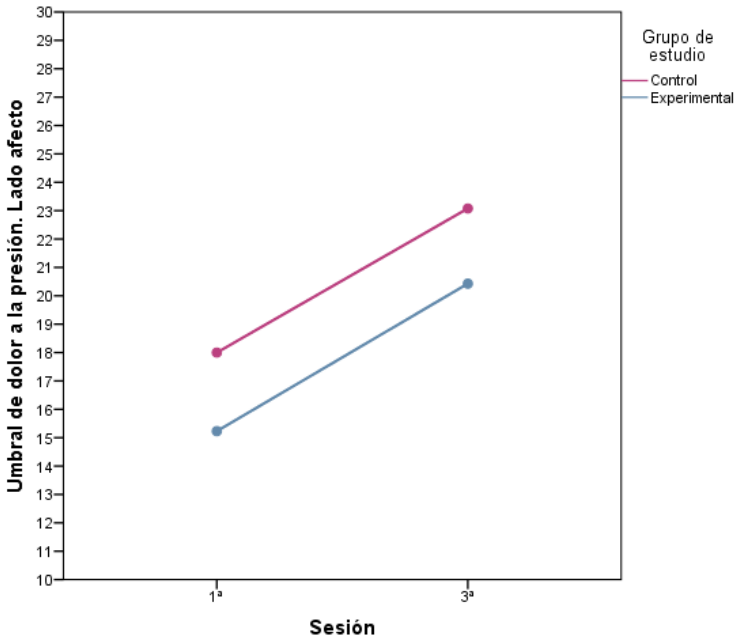


Figura 56. UDP 1ª y 3ª sesión. Lado que presentó más dolor.

En el lado que presentó menos molestias, en la primera sesión, se obtuvo una media de 19,81(9,44)N en el grupo control y de 17,20(6,39)N en el grupo experimental y en la última sesión se obtuvo un valor de 23,53(11,94)N en el grupo control y de 19,89(7,27)N en el grupo experimental (ver Tabla 13). Entre ambos grupos los valores obtenidos en la primera sesión fueron similares obteniendo un p-valor=0,272>0,05 mediante el test U de Mann-Whitney. Para la evolución entre las sesiones se realizó la prueba de esferidad de Mauchly siguiendo un modelo lineal general y se obtuvo un p-valor=0,000. Y como se puede ver en la tabla ambos grupos obtuvieron una mejoría en los resultados, al finalizar la intervención hubo una diferencia estadísticamente significativa entre las sesiones pero no entre los grupos de intervención (ver Tabla 14 y Figura 57).

Tabla 13. UDP en el lado que presentó menos dolor.

		Control	Experimental
Umbral de dolor a la presión 1ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	19,81 (9,44)	17,21 (6,40)
	Mín	6,87	5,47
	Máx	41,60	30,47
	IC95%	[17,07 - 22,56]	[15,35 - 19,06]
Umbral de dolor a la presión 3ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	23,54 (11,94)	19,89 (7,27)
	Mín	6,73	8,67
	Máx	56,30	38,40
	IC95%	[20,07 - 27,01]	[17,78 - 22,01]

Tabla 14. Estadísticos del GLM del UDP en el lado que presentó menos dolor.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,350
Grupo		0,892

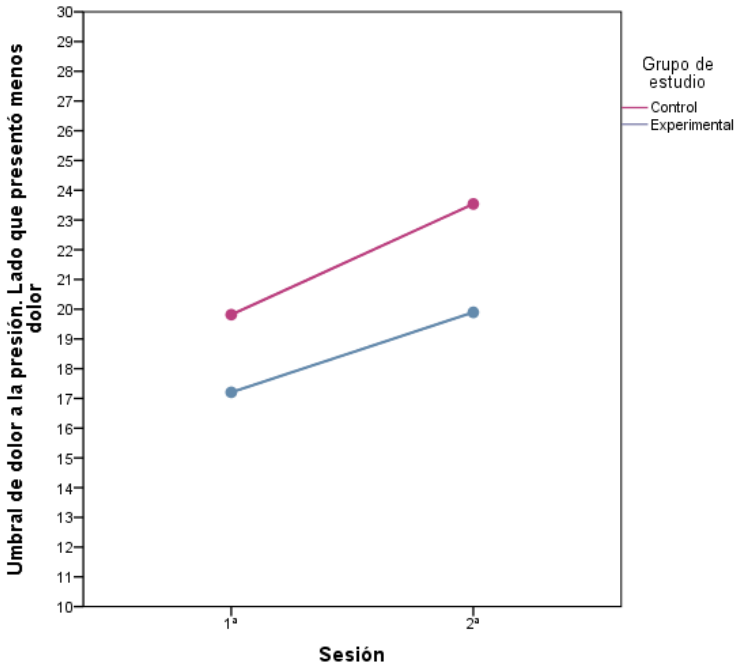


Figura 57. UDP 1ª y 3ª sesión en el lado que presentó menos dolor.

6.2.4. Resultados de la valoración de la amplitud articular activa

6.2.4.1. ROM en Flexión

La media obtenida en la primera sesión del movimiento de flexión fue de 61,09(10,93)º con un IC95% de [57,91-64,26] para el grupo control y de 62,73(9,15)º con un IC95% de [60,07-65,39] en el grupo experimental. No observándose diferencias estadísticamente significativas al inicio de la intervención (p-valor=0,466>0,05 en el test t-student ya que presentó una normalidad según el test de Kolmogorov-Smirnov). En la última sesión la media de amplitud articular en flexión fue, para el grupo control, de 63,66(12,27)º con un

IC95% de [60,10-67,22] y para el grupo experimental de 65,20(14,58)º con un IC95% de [60,97-69,44] (ver Figura 15), ambos grupos experimentaron una pequeña mejoría en la amplitud articular.

Tabla 15. ROM en flexión 1ª y 3ª sesión.

		Control	Experimental
ROM en flexión. 1ªsesión	*Media (SD)*	61,09 (10,93)	62,73 (9,15)
	Mín	37,50	47,00
	Máx	82,70	86,00
	IC95%	[57,91 - 64,26]	[60,07 - 65,39]
ROM en flexión. 3ªsesión	*Media (SD)*	63,66 (12,27)	65,20 (14,58)
	Mín	29,00	3,00
	Máx	87,60	90,00
	IC95%	[60,10 - 67,22]	[60,97 - 69,44]

Al comparar la evolución, mediante un modelo lineal general, durante la intervención se obtuvo un p-valor=0,000 en la prueba de Mauchly y se observaron los siguientes resultados que se muestran en la tabla 16, por lo que al final de la intervención hubo una diferencia estadísticamente significativa entre los valores obtenidos al inicio y al final, como se mostró en la tabla anterior (ver Figura 16), pero no tuvimos una diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos (ver Figura 58).

Tabla 16. Estadísticos de GLM del ROM en flexión 1ª y 3ª sesión.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,027
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,965
Grupo		0,461

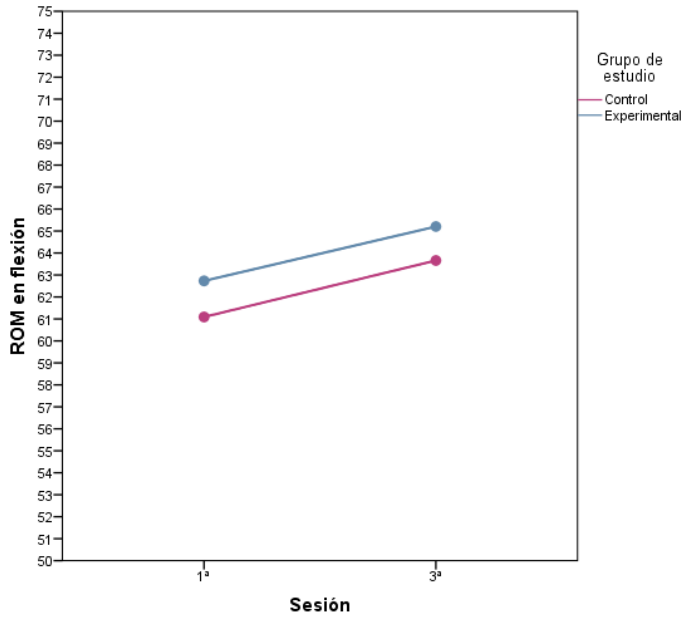


Figura 58. ROM en flexión en la 1º y 3ª sesión.

6.2.4.2. ROM en extensión

Los valores medios obtenidos en el grupo control en la primera sesión fueron de 50,18(10,82)º con un IC95% de [47,04-53,32] y en el grupo experimental, la media fue de 52,35(12,00)º con un IC95% de [48,87-55,84] en la última sesión la media fue de 50,67(11,61)º con un IC95% de [47,30-54,04] en el grupo control y de 52,81(10,98)º con un IC95% de [49,63-56,00] en el grupo experimental (ver Tabla 17). Al inicio de la intervención no se mostró una diferencia estadísticamente significativa (p-valor=0,439 en el test t-student ya que los valores presentaron normalidad según el test de Kolmogorov-Smirnov) (ver Tabla 18 y Figura 59).

Tabla 17. ROM en extensión en la 1ª y 3ª sesión.

		Control	Experimental
ROM en extensión. 1ªsesión	*Media (SD)*	50,18 (10,82)	52,35 (12,00)
	Mín	25,00	25,00
	Máx	74,10	77,00
	IC95%	[47,04 - 53,32]	[48,87 - 55,84]
ROM en extensión. 3ªsesión	*Media (SD)*	50,67 (11,61)	52,81 (10,98)
	Mín	24,20	31,90
	Máx	84,50	70,00
	IC95%	[47,30 - 54,04]	[49,63 - 56,00]

La evolución de los resultados se analizó con un modelo lineal general, con el que se obtuvieron los resultados que se muestran en la tabla:

Tabla 18. Estadísticos del GLM del ROM en extensión.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,527
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,985
Grupo		0,321

Por lo que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las sesiones ni entre los grupos.

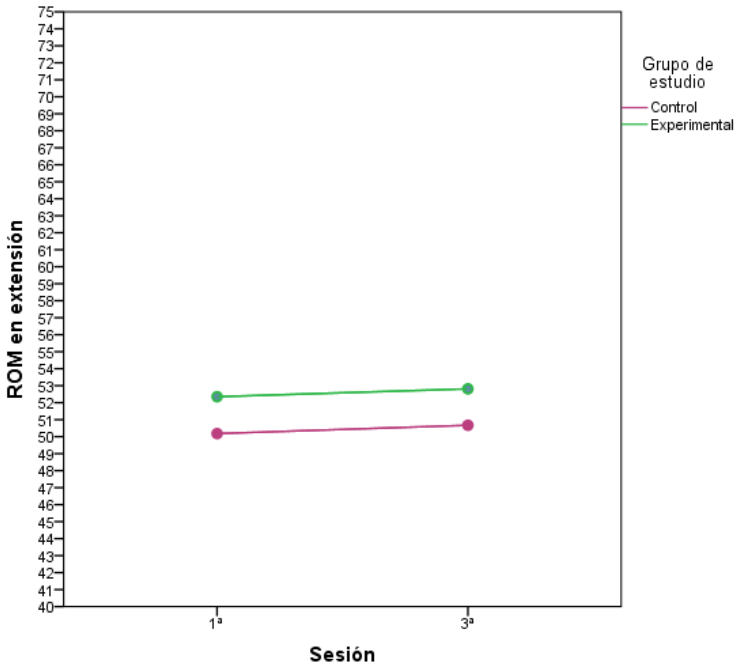


Figura 59. ROM en extensión en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.4.3. ROM de inclinación lateral derecha

En relación a la amplitud articular en inclinación lateral hacia la derecha, los valores medios obtenidos en el grupo control y experimental en la primera sesión fueron comprables (p-valor=0,911 en el test t-student ya que el test de Kolmogorov-Smirnov mostró normalidad en los valores). El valor medio obtenido por el grupo control fue de 46,61º(10,80) y de 46,17º(9,40) en el grupo experimental. Estos valores se vieron incrementados a lo largo de las sesiones en el grupo experimental, con un valor medio de 50,45º(9,04) (ver Tabla 20).

Tabla 19. ROM en inclinación lateral derecha.

		Control	Experimental
ROM en inclinación lateral derecha. 1ªsesión	*Media (SD)*	46,61 (10,80)	46,17 (9,40)
	Mín	19,00	29,00
	Máx	31,10	67,50
	IC95%	[43,48 - 49,75]	[43,44 - 48,89]
ROM en inclinación lateral derecha. 3ªsesión	*Media (SD)*	49,48 (10,07)	50,45 (9,04)
	Mín	27,23	33,00
	Máx	68,13	69,00
	IC95%	[46,55 - 52,40]	[47,82 - 53,07]

A lo largo de las sesiones ambos grupos tuvieron una mejoría en la amplitud articular pero tal y como se muestra en la tabla, no hubieron diferencias estadísticamente significativas de esta mejoría entre los dos grupos (ver Tabla 20 y Figura 60).

Tabla 20. Estadísticos del GLM del ROM en inclinación lateral derecha.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,322
Grupo		0,892

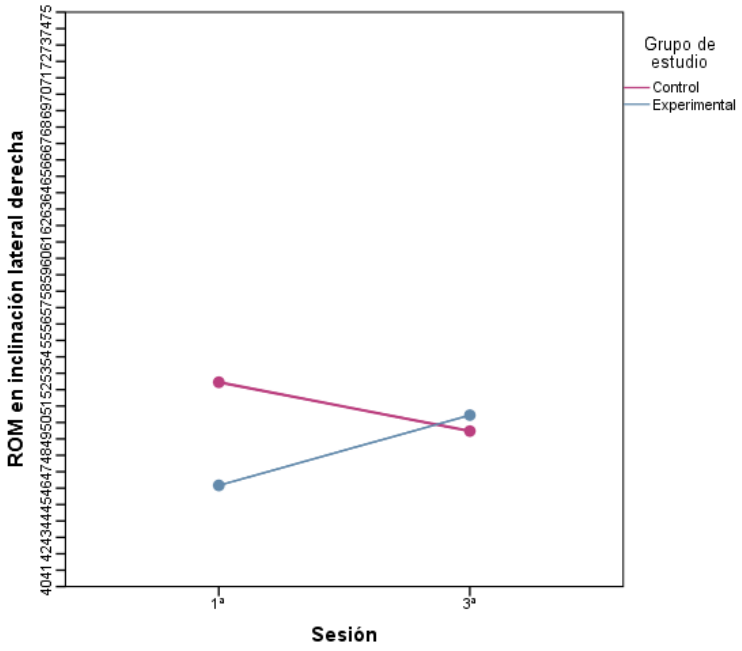


Figura 60. ROM en inclinación lateral derecha en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.4.4. ROM de inclinación lateral izquierda

La amplitud media de la inclinación lateral izquierda que se obtuvo en el grupo control en la primera sesión fue de 45,56º (11,07), muy similar a la obtenida en el grupo experimental (45,72º(10,52) (ver Tabla 21). Por lo que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los valores iniciales (p-valor=0,856>0,05 en el test t-student). En la tercera sesión ambos grupos tuvieron un incremento de la media, observándose una mejoría estadísticamente significativa entre la 1º y 3º sesión, pero no existió una diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos (ver Tabla 22 y Figura 61).

Tabla 21. ROM en la inclinación lateral izquierda.

		Control	Experimental
ROM en inclinación lateral izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	45,56 (11,07)	45,72 (10,52)
	Mín	22,00	25,00
	Máx	68,20	70,20
	IC95%	[42,35 - 48,78]	[42,66 - 48,78]
ROM en inclinación lateral izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	48,06 (11,82)	49,72 (9,36)
	Mín	23,00	25,50
	Máx	66,80	67,00
	IC95%	[44,63 - 51,50]	[47,00 - 52,44]

Tabla 22. Estadísticos del GLM del ROM en inclinación lateral izquierda.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,288
Grupo		0,663

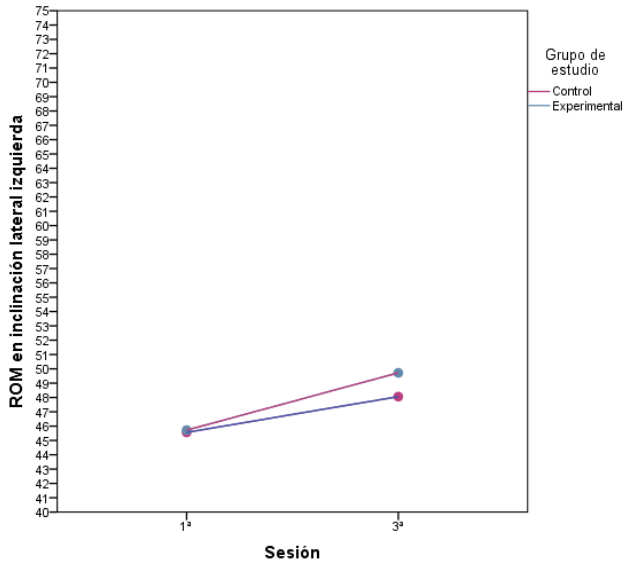


Figura 61. ROM en inclinación lateral izquierda en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.4.5. ROM en rotación derecha

Los valores medios obtenidos en la amplitud articular en rotación derecha, al inicio de la intervención no resultaron tener diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,840>0,05 según el test t-student) (ver Tabla 23). En la tercera sesión se observó un aumento estadísticamente significativo en comparación con la primera sesión y aun siendo este incremento mayor en el grupo experimental no hubo una diferencia significativa entre los dos grupos (ver Tabla 24 y Figura 62).

Tabla 23. ROM en rotación derecha.

		Control	Experimental
ROM en rotación derecha. 1ªsesión	Media (SD)	72,59 (10,80)	72,77 (11,09)
	Mín	35,43	42,47
	Máx	91,67	96,47
	IC95%	[69,45 - 75,72]	[69,55 - 75,99]
ROM en rotación derecha. 3ªsesión	Media (SD)	75,30 (12,01)	76,46 (10,49)
	Mín	52,40	53,00
	Máx	97,00	96,73
	IC95%	[71,81 - 78,78]	[73,41 - 79,50]

Tabla 24. Estadísticos del GLM del ROM en rotación derecha.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,583
Grupo		0,748

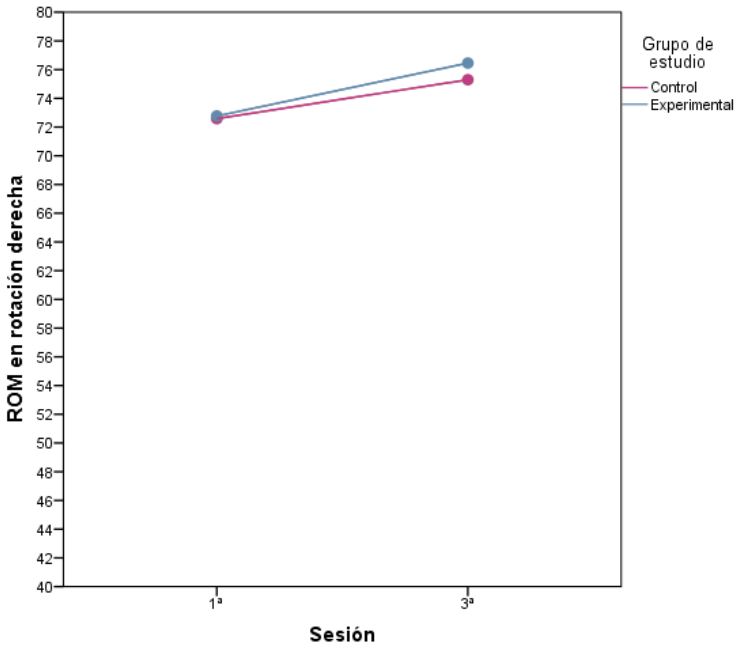


Figura 62. ROM en rotación derecha en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.4.6. ROM en rotación izquierda

La amplitud media obtenida en rotación izquierda en la primera sesión del grupo control fue de 72,33(11,76)º, mientras que en el grupo experimental fue de 71(11,27)º. No mostraron diferencias estadísticamente significativas al inicio (p-valor=0,643>0,05 según el tes t-student) por lo que fueron comparables. En la tercera sesión se obtuvieron unas medias de 73,77(10,96)º y 75,09(10,80)º en el grupo control y experimental respectivamente (ver tabla 26); ambos grupos tuvieron un incremento estadísticamente significativo en la amplitud articular pero éste no fue estadísticamente significativo entre ellos (ver Tabla 26) aunque, como se puede observar en la tabla 25, el grupo experimental obtuvo un aumento ligeramente mayor (ver Figura 63).

Tabla 25. ROM en rotación izquierda.

		Control	Experimental
ROM en rotación izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	72,33 (11,76)	71,00 (11,27)
	Mín	44,20	43,80
	Máx	96,60	96,90
	IC95%	[68,91 - 75,74]	[67,73 - 74,28]
ROM en rotación izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	73,77 (10,96)	75,09 (10,80)
	Mín	50,00	51,10
	Máx	96,60	96,80
	IC95%	[70,59 - 76,95]	[71,95 - 78,22]

Tabla 26. Estadísticos del GLM del ROM en rotación izquierda.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,001
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,094
Grupo		0,748

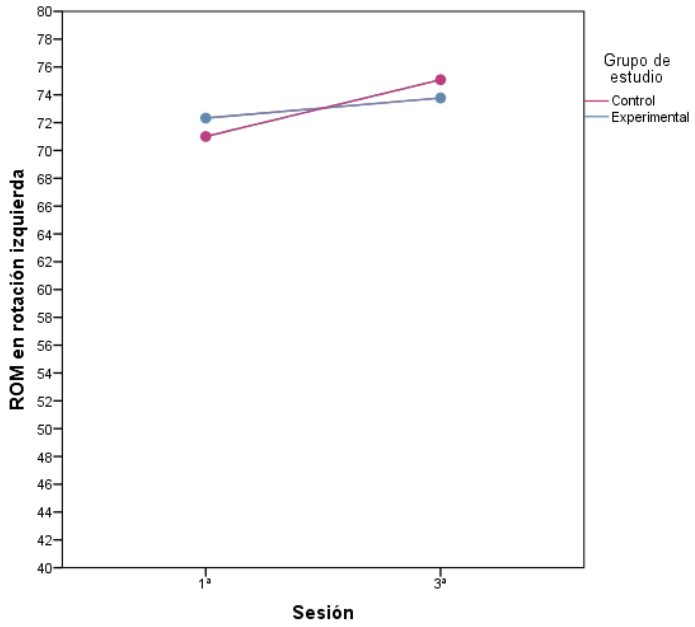


Figura 63. ROM en rotación izquierda en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.5. Resultados obtenidos de la valoración de la fuerza isométrica en posición neutra

6.2.5.1. Fuerza isométrica en flexión en posición neutra

En cuanto a la fuerza isométrica de la musculatura flexora cervical, al inicio de las sesiones los dos grupos obtuvieron resultados sin diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,581 en test de U de Mann-Whitney) (ver Tabla 27) por lo que fueron comparables entre ellos.

Tabla 27. Fuerza isométrica en flexión (p.n.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en flexión en posición neutra. 1ªsesión	Media (SD)	6,94 (3,90)	6,07 (3,00)
	Mín	1,90	2,00
	Máx	17,70	13,70
	IC95%	[5,81 - 8,07]	[5,20 - 6,94]
Fuerza isométrica en flexión en posición neutra. 3ªsesión	Media (SD)	8,18 (4,22)	6,51 (3,05)
	Mín	2,00	1,40
	Máx	18,20	14,50
	IC95%	[6,95 - 9,40]	[5,62 - 7,39]

En la tercera sesión se observó una diferencia estadísticamente significativa con los valores iniciales, experimentando una mejoría en la cantidad de fuerza ejercida; pero estos valores no fueron estadísticamente significativos entre el grupo control y experimental (ver Tabla 28 y Figura 64).

Tabla 28. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (p.n.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,077
Grupo		0,071

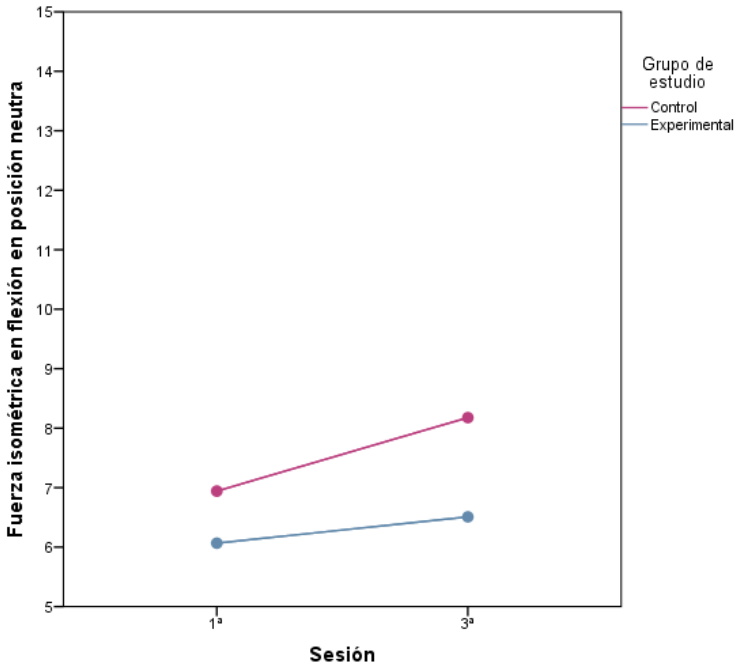


Figura 64. Fuerza isométrica en flexión (p.n.) en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.5.2. Fuerza isométrica en extensión en posición neutra

Al igual que la media de la fuerza de la musculatura flexora cervical, el valor medio de la musculatura extensora también fue comparable al inicio de la intervención (p-valor=0,794 en el test de U de Mann-Whitney, ya que no presentaron normalidad en el test de Kolmogorov-Smirnov) (ver Tabla 29).

Tabla 29. Fuerza isométrica en extensión (p.n.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en extensión en posición neutra. 1ªsesión	*Media (SD)*	12,02 (6,28)	12,48 (9,35)
	Mín	2,70	2,40
	Máx	30,70	66,00
	IC95%	[10,20 - 13,85]	[9,77 - 15,20]
Fuerza isométrica en extensión en posición neutra. 3ªsesión	*Media (SD)*	13,32 (5,74)	12,53 (4,99)
	Mín	4,60	3,80
	Máx	25,90	24,10
	IC95%	[11,65 - 14,99]	[11,08 - 13,98]

Al comprar estos valores a lo largo de las sesiones, siguiendo un modelo lineal general, se observó que las diferencias obtenidas antes y después de la intervención no fueron estadísticamente significativas ni a lo largo del tiempo ni entre los dos grupos (ver Tabla 30 y Figura 65).

Tabla 30. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (p.n.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,341
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,378
Grupo		0,890

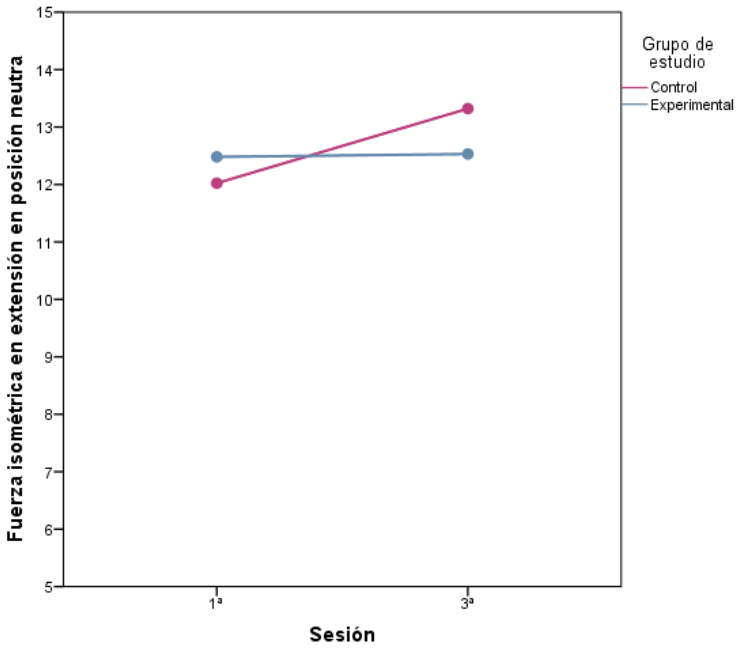


Figura 65. Fuerza isométrica en extensión (p.n.) en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.5.3. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha en posición neutra

En relación al valor medio obtenido en la fuerza isométrica de la musculatura lateral derecha no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,555 en el test t-Student) en la primera sesión (ver Tabla 31). Sin embargo, a lo largo de las sesiones y siguiendo un modelo general lineal (p-valor=0,000 en la Prueba de esferidad de Mauchly), hubo un incremento en ambos grupos estadísticamente significativo pero este incremento de la fuerza no fue estadísticamente significativo al comparar los grupos entre ellos (ver Tabla 32 y Figura 66).

Tabla 31. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (p.n.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha en posición neutra. 1ªsesión	*Media (SD)*	7,41 (3,70)	6,75 (2,84)
	Mín	2,00	2,50
	Máx	16,70	13,80
	IC95%	[6,34 - 8,49]	[5,93 - 7,58]
Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha en posición neutra. 3ªsesión	*Media (SD)*	8,60 (4,17)	7,62 (3,16)
	Mín	2,40	2,30
	Máx	20,70	17,00
	IC95%	[7,38 - 9,81]	[6,70 - 8,53]

Tabla 32. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación lateral (p.n.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,569
Grupo		0,216

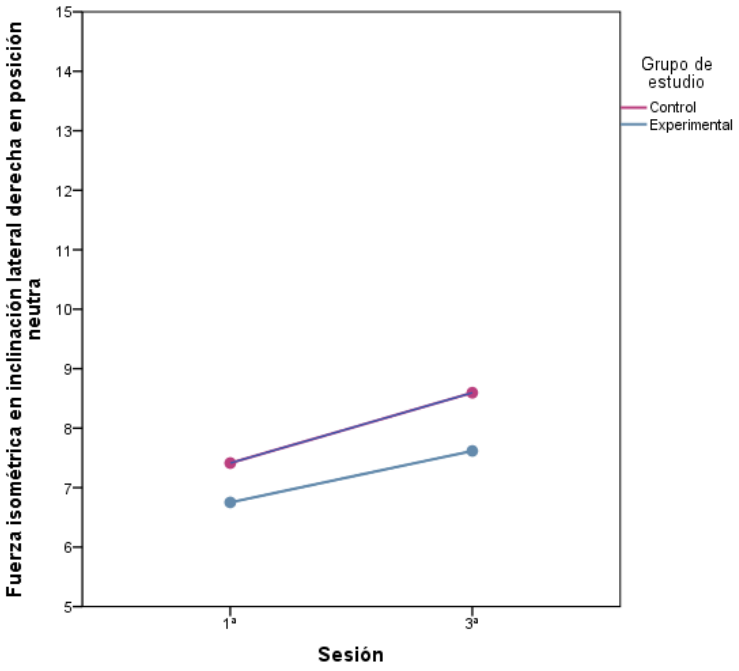


Figura 66. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (p.n.) en la 1ª y 3ª sesión.

6.2.5.4. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda en posición neutra

Los resultados obtenidos en relación a la fuerza de la musculatura lateral izquierda de la columna cervical se pueden observar en la siguiente tabla:

Tabla 33. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (p.n.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda en posición neutra. 1ªsesión	*Media (SD)*	7,78 (4,49)	6,70 (2,90)
	Mín	2,00	2,00
	Máx	20,10	15,40
	IC95%	[6,47 - 9,08]	[5,86 - 7,54]
Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda en posición neutra. 3ªsesión	*Media (SD)*	8,64 (4,51)	7,86 (3,10)
	Mín	2,10	2,10
	Máx	20,40	16,50
	IC95%	[7,33 - 9,95]	[6,97 - 8,76]

Al inicio de la intervención, los valores obtenidos en ambos grupos fueron comparables (p-valor=0,246 en el test t-Student). Al comparar estos resultados a lo largo de las sesiones se siguió un modelo lineal general (ver Tabla 34) y se pudo ver que la fuerza aumentó de manera significativa a lo largo de las sesiones pero, sin embargo, no existió una diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos (ver Tabla 34 y Figura 67).

Tabla 34. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (p.n.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,569
Grupo		0,213

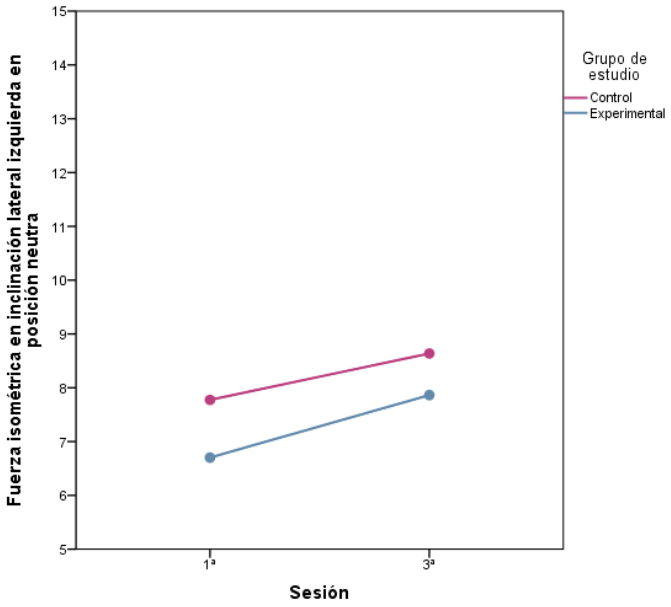


Figura 67. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (p.n.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.6. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 25º de rotación derecha

6.2.6.1. Fuerza isométrica en flexión a 25º de rotación derecha

El valor medio obtenido en el grupo control en la primera sesión fue de 6,44(3,83)kg mientras que el grupo experimental obtuvo una media de 5,79(2,91)kg de fuerza. Ambos grupos no presentaron diferencias estadísticamente significativas al inicio del estudio (p-valor=0,776>0,05 en el test de U de Mann-Whitney), por lo que fueron comprables entre ellos (ver Tabla 35).

Tabla 35. Fuerza isométrica en flexión (25º rot.D).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en flexión en posición de 25º de rotación cervical a la derecha. 1ªsesión	*Media (SD)*	6,44 (3,83)	5,79 (2,91)
	Mín	1,70	1,70
	Máx	16,40	14,20
	IC95%	[5,32 - 7,55]	[4,94 - 6,63]
Fuerza isométrica en flexión en posición de 25º de rotación cervical a la derecha. 3ªsesión	*Media (SD)*	8,16 (6,01)	5,79 (2,67)
	Mín	1,90	1,80
	Máx	39,00	14,00
	IC95%	[6,42 - 9,91]	[5,02 - 6,57]

La evolución de los resultados se estudió siguiendo un modelo lineal general, del cuál se obtuvieron los datos que ve observan en la siguiente tabla

Tabla 36. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (25º rot.D).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,040
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,042
Grupo		0,039

Al comparar los valores medios obtenidos al inicio y final del estudio se observó una diferencia estadísticamente significativa entre ellos y entre el grupo control y el grupo experimental (ver Tabla 36 y Figura 68).

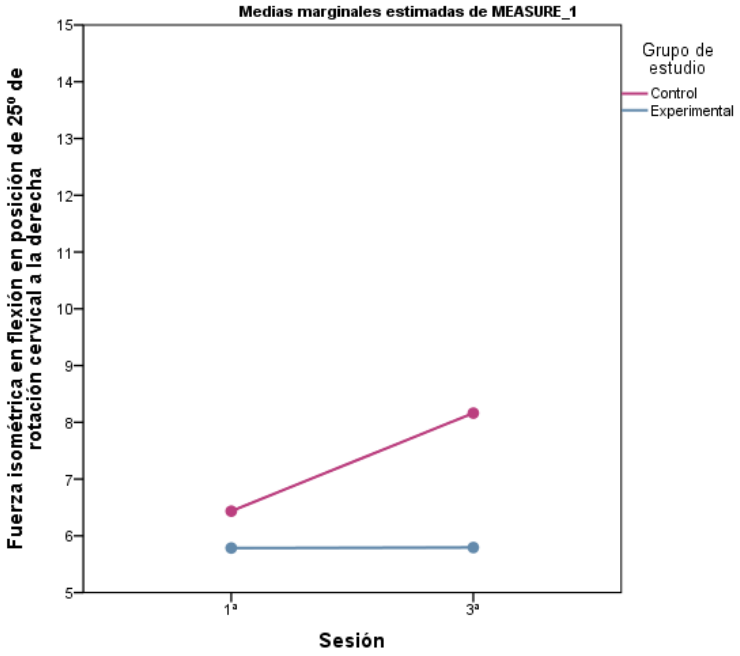


Figura 68. Fuerza isométrica en flexión (25º rot.D) 1ª y 3ª sesión.

6.2.6.2. Fuerza isométrica en extensión a 25º de rotación derecha

En cuanto a la fuerza isométrica en extensión con una rotación hacia la derecha de 25º los valores medios obtenidos en el grupo control y experimental no tuvieron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,864>0,05 en test de U de Mann-Whitney ya que no presentaron normalidad en el test de Kolmogorov-Smirnov). Los valores obtenidos en la tercera sesión fueron algo superiores en ambos grupos (ver Tabla 37).

Tabla 37. Fuerza isométrica en extensión (25ªrot.D.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en extensión en posición de 25º de rotación cervical a la derecha. 1ªsesión	*Media (SD)*	10,62 (6,12)	9,80 (4,96)
	Mín	2,40	1,80
	Máx	27,20	25,60
	IC95%	[8,85 - 12,40]	[8,36 - 11,24]
Fuerza isométrica en extensión en posición de 25º de rotación cervical a la derecha. 3ªsesión	*Media (SD)*	12,55 (8,35)	11,28 (4,64)
	Mín	2,90	1,70
	Máx	53,00	25,80
	IC95%	[10,13 - 14,98]	[9,93 - 12,62]

Para comparar los valores obtenidos en la primera y tercera sesión se siguió un modelo lineal general y se observó que entre la primera y tercera sesión existió una diferencia estadísticamente significativa en la fuerza ejercida, pero sin embargo, como se puede ver en la tabla 38 no se encontró esta diferencia estadísticamente significativa entre los dos grupos de estudio (ver Figura 69).

Tabla 38. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (25ºrot.D.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,006
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,706
Grupo		0,346

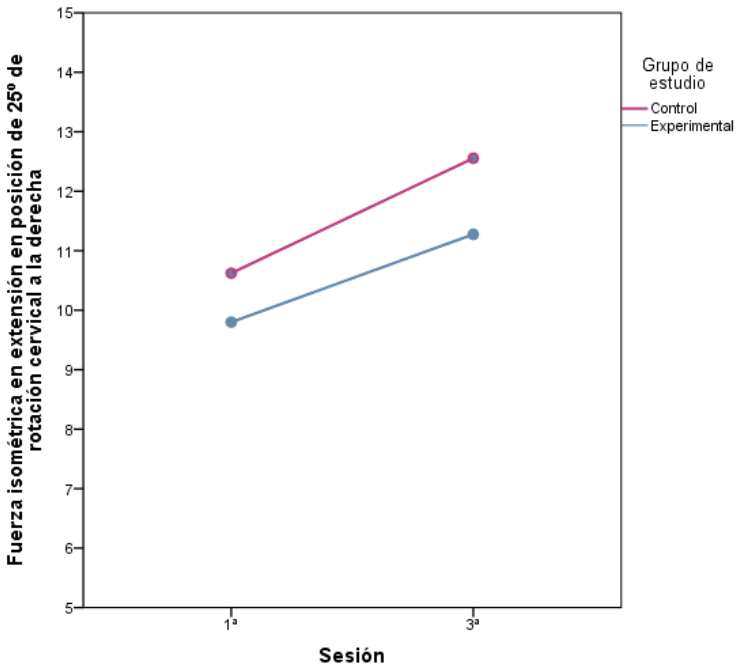


Figura 69. Fuerza isométrica en extensión (25ºrot.D) 1ª y 3ª sesión.

6.2.6.3. Fuerza isométrica en inclinación derecha a 25º de rotación derecha

Los resultados obtenidos en la valoración de la fuerza isométrica en inclinación derecha con una rotación cervical de 25º a la derecha, como se puede ver en la tabla 39 mostraron un incremento entre la primera y la tercera sesión. Al inicio de la intervención no mostraron diferencias entre ellos (p-valor=0,256>0,05 en el test de U de Mann-Whitney).

Tabla 39. Fuerza isométrica en inclinación derecha (25ºrot.D).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha en posición de 25º de rotación cervical a la derecha. 1ªsesión	*Media (SD)*	8,40 (4,29)	7,19 (3,57)
	Mín	1,80	1,60
	Máx	19,20	16,70
	IC95%	[7,16 - 9,65]	[6,15 - 8,23]
Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha en posición de 25º de rotación cervical a la derecha. 3ªsesión	*Media (SD)*	9,94 (7,61)	8,42 (3,68)
	Mín	3,30	1,70
	Máx	52,00	19,50
	IC95%	[7,73 - 12,15]	[7,35 - 9,49]

Esta evolución de la fuerza, que se puede ver en la tabla anterior, entre las sesiones fue estadísticamente significativa (p-valor=0,012) sin embargo, no existió una diferencia entre los grupos (ver Tabla 40 y Figura 70).

Tabla 40. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación derecha (25ºrot.D.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,012
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,771
Grupo		0,124

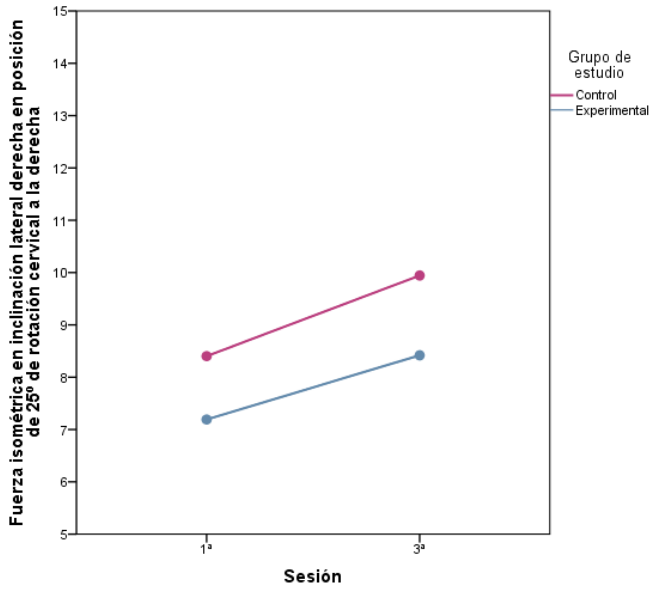


Figura 70. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (25ªrot.D.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.7. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 25º de rotación izquierda

6.2.7.1. Fuerza isométrica en flexión a 25º de rotación izquierda

Con una rotación cervical a la izquierda de 25º, la fuerza isométrica de la musculatura flexora en el grupo control y experimental aumentó entre la primera y tercera sesión pasando de 6,78(4,11) a 7,41(4,06) kg en el grupo control y de 5,65(2,67) a 5,97(2,60)kg en el grupo experimental (ver Tabla 41 y Figura 71), esta variación, como se puede ver en la tabla 42, resultó ser estadísticamente significativa (p-valor=0,028<0,05).

Tabla 41. Fuerza isométrica en flexión (25ºrot.I.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en flexión en posición de 25º de rotación cervical a la izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	6,78 (4,11)	5,65 (2,67)
	Mín	1,70	1,60
	Máx	17,50	11,60
	IC95%	[5,58 - 7,97]	[4,87 - 6,42]
Fuerza isométrica en flexión en posición de 25º de rotación cervical a la izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	7,41 (4,06)	5,97 (2,60)
	Mín	2,00	1,60
	Máx	16,50	14,20
	IC95%	[6,24 - 8,59]	[5,21 - 6,72]

Tabla 42. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (25ªrot.I.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,028
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,458
Grupo		0,057

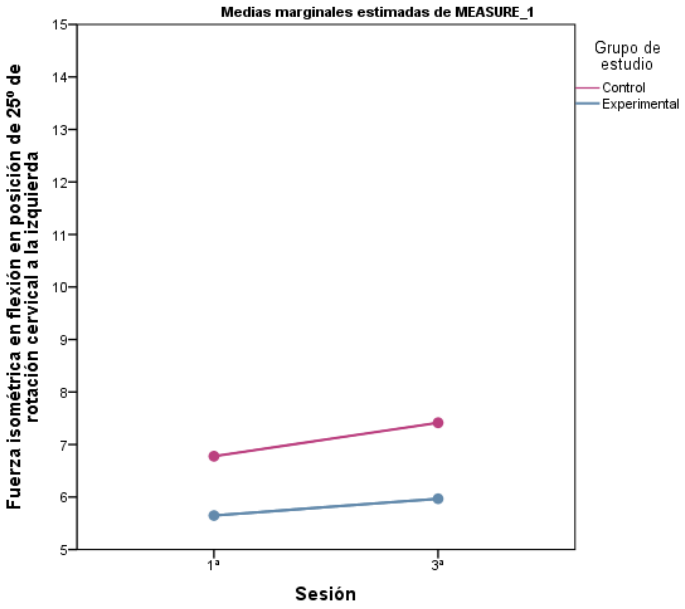


Figura 71. Fuerza isométrica en flexión (25ªrot.I.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.7.2. Fuerza isométrica en extensión a 25º de rotación izquierda

Al inicio de la intervención, los valores obtenidos entre los grupos no fue estadísticamente significativo (p-valor=0,797>0,05 en el test de U e Mann-Whitney ya que no presentaron normalidad en el test de Kolmogorov-Smirnov). Como se puede ver en la siguiente tabla 43, el grupo experimental pasa de un valor medio de 10,25(5,85)kg en la primera sesión a 11,35(4,96)kg en la tercera, siendo éste ligeramente superior.

Tabla 43. Fuerza isométrica en extensión (25ªrot.I.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en extensión en posición de 25º de rotación cervical a la izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	10,96 (5,85)	10,25 (4,96)
	Mín	2,60	2,50
	Máx	24,70	23,00
	IC95%	[9,26 - 12,66]	[8,81 - 11,69]
Fuerza isométrica en extensión en posición de 25º de rotación cervical a la izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	11,88 (5,68)	11,35 (4,82)
	Mín	3,80	2,60
	Máx	25,30	23,40
	IC95%	[10,22 - 13,53]	[9,95 - 12,75]

La comparación de los valores obtenidos se realizó con un modelo lineal general, donde se pudo constatar que entre las sesiones hubo una diferencia estadísticamente significativa pero esta diferencia no se encontró en la comparación entre los grupos (ver Tabla 44 y Figura 72).

Tabla 44. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (25ºrot.I.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,004
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,793
Grupo		0,553

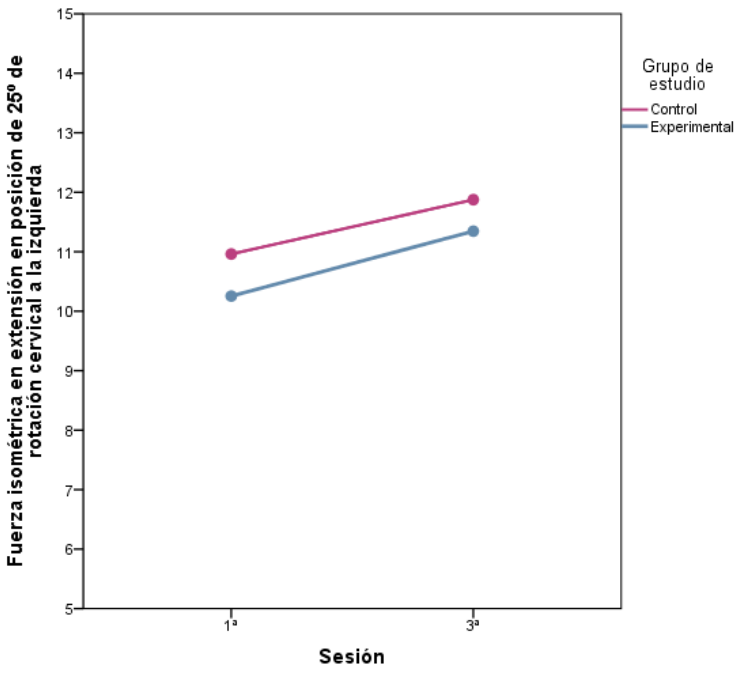


Figura 72. Fuerza isométrica en extensión (25ªrot.I.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.7.3. Fuerza isométrica en inclinación izquierda a 25º de rotación izquierda

La fuerza media ejercida por el grupo control en la primera sesión fue de 8,19(4,67)kg y 7,34(3,75)kg para el grupo experimental, ambos grupos fueron similares y no tuvieron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,560>0,05 en el test de U de Mann-Whitney). A lo largo de las sesiones, tanto el grupo control como el experimental, aumentaron los valores, siendo este aumento algo mayor en el grupo experimental (ver Tabla 45).

Tabla 45. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (25ªrot.l.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda en posición de 25º de rotación cervical a la izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	8,19 (4,67)	7,34 (3,75)
	Mín	2,20	1,50
	Máx	22,10	18,10
	IC95%	[6,83 - 9,54]	[6,25 - 8,43]
Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda en posición de 25º de rotación cervical a la izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	9,01 (4,58)	8,61 (3,97)
	Mín	2,50	2,20
	Máx	22,30	19,50
	IC95%	[7,68 - 10,34]	[7,46 - 9,77]

La diferencia entre los valores iniciales y finales resultó ser estadísticamente significativo según un modelo lineal general (ver Tabla 46 y Figura 73).

Tabla 46. Estadísticos de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (25ºrot.l.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,436
Grupo		0,452

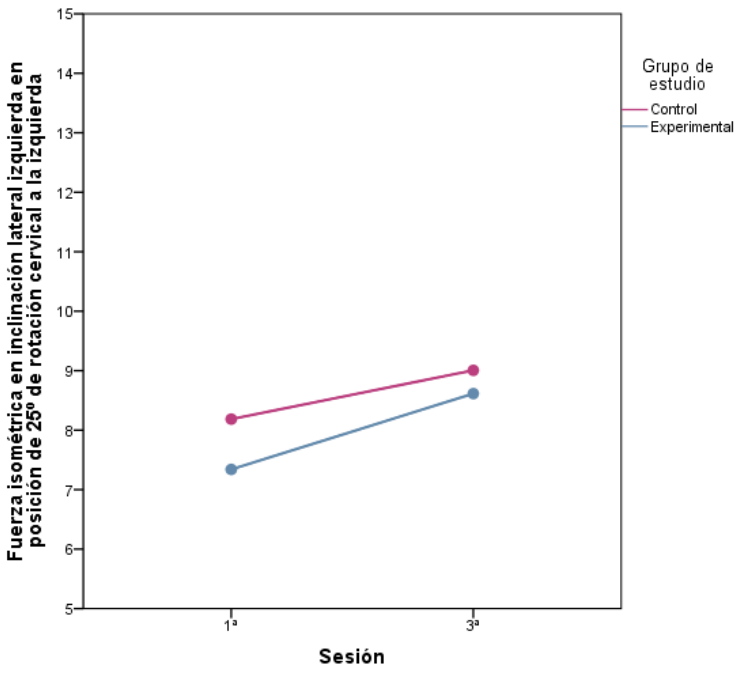


Figura 73. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (25ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.8. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 45º de rotación derecha

6.2.8.1. Fuerza isométrica en flexión a 45º de rotación derecha

Como se muestra en la siguiente tabla (ver Tabla 47), la fuerza isométrica en flexión con una rotación de 45º hacia la derecha evolucionó de manera similar en ambos grupos de estudio (ver Figura 74). De manera que entre la primera y tercera sesión existió una diferencia estadísticamente significativa (p-valor=0,05≤0,05 con un modelo lineal general) como se muestra en la tabla 48.

Tabla 47. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.D.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en flexión en posición de 45º de rotación cervical a la derecha. 1ªsesión	*Media (SD)*	6,58 (3,75)	5,55 (2,72)
	Mín	1,80	1,50
	Máx	16,00	12,40
	IC95%	[5,49 - 7,66]	[4,76 - 6,34]
Fuerza isométrica en flexión en posición de 45º de rotación cervical a la derecha. 3ªsesión	*Media (SD)*	6,94 (3,81)	5,87 (2,74)
	Mín	1,30	2,00
	Máx	17,60	13,80
	IC95%	[5,83 - 8,04]	[5,08 - 6,67]

Tabla 48. Estadísticos del GLM de la flexión (45ºrot.D.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,050
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,918
Grupo		0,112

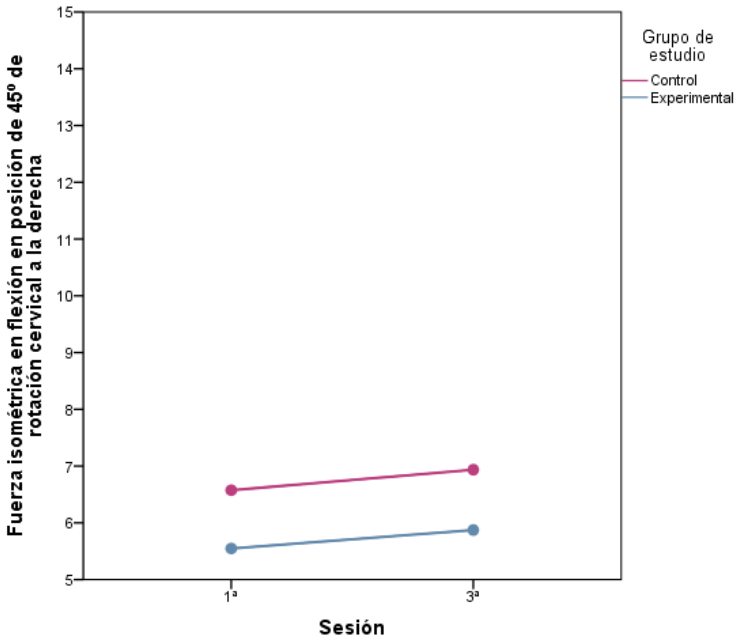


Figura 74. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.D.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.8.2. Fuerza isométrica en extensión a 45º de rotación derecha

En relación a la fuerza isométrica en extensión con la columna cervical a 45º de rotación a la derecha ambos grupos evolucionaron favorablemente (ver Figura 75), mostrando un aumento de la fuerza que resultó ser estadísticamente significativo (p-valor=0,000<0,05 en un modelo lineal general). Como se puede ver en la tabla 49, el incremento del grupo experimental fue mayor que el grupo control, pero este incremento no fue estadísticamente significativo al comprarlo con el grupo control (ver Tabla 50).

Tabla 49. Fuerza isométrica en extensión (45ºrot.D.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en extensión en posición de 45º de rotación cervical a la derecha. 1ªsesión	*Media (SD)*	8,96 (4,64)	7,90 (4,10)
	Mín	2,10	2,10
	Máx	20,00	20,80
	IC95%	[7,61 - 10,31]	[6,70 - 9,09]
Fuerza isométrica en extensión en posición de 45º de rotación cervical a la derecha. 3ªsesión	*Media (SD)*	10,29 (5,09)	9,49 (4,03)
	Mín	3,00	1,80
	Máx	20,30	20,40
	IC95%	[8,81 - 11,76]	[8,32 - 10,66]

Tabla 50. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (45ºrot.D.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,000
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,644
Grupo		0,286

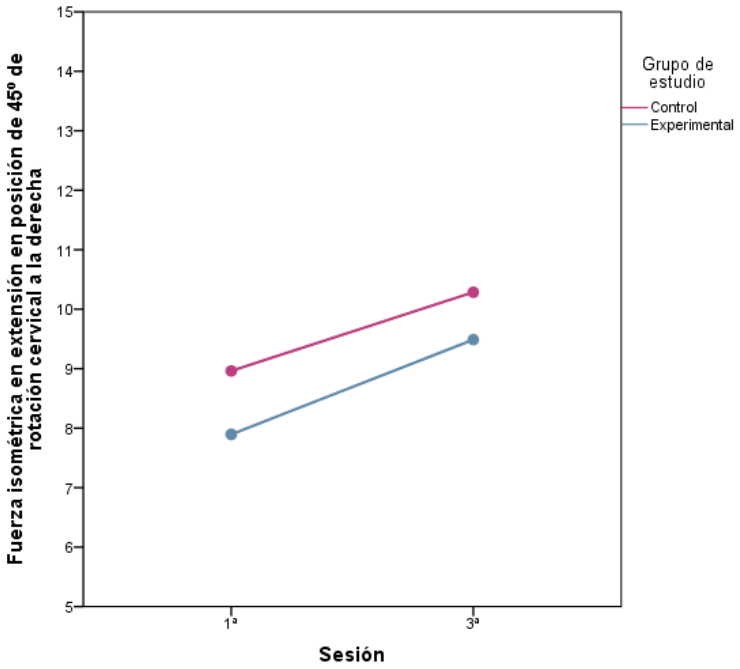


Figura 75. Fuerza isométrica en extensión (45ºrot.D.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.8.3. Fuerza isométrica en inclinación derecha a 45º de rotación derecha

Los valores medios de fuerza obtenidos en la inclinación lateral derecha con la columna cervical a 45º de rotación a la derecha, como muestra en la tabla 51, mostraron un aumento en el grupo experimental pasando de 8(4,02)kg en la 1º sesión a 10,57(11,94)kg en la 2º sesión, no siendo así en el grupo control, que pasó de 10,40(13,73)kg en la 1º sesión a 9,44(4,67)kg en la 3º sesión.

Tabla 51. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (45ªrot.D.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha en posición de 45º de rotación cervical a la derecha. 1ªsesión	*Media (SD)*	10,40 (13,73)	8,00 (4,02)
	Mín	1,60	1,60
	Máx	99,00	17,80
	IC95%	[6,41 - 14,39]	[6,83 - 9,17]
Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha en posición de 45º de rotación cervical a la derecha. 3ªsesión	*Media (SD)*	9,44 (4,67)	10,57 (11,94)
	Mín	2,80	1,90
	Máx	22,10	87,00
	IC95%	[8,08 – 10,79]	[7,10- 14,04]

La evolución de los resultados se estudió con un modelo lineal general y a pesar de existir un aumento de la fuerza entre la 1º y 3º sesión en el grupo experimental, éstas no fueron estadísticamente significativas (ver Tabla 52 y Figura 76).

Tabla 52. Estadísticos del GLM en la fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (45ºrot.D.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,525
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,166
Grupo		0,673

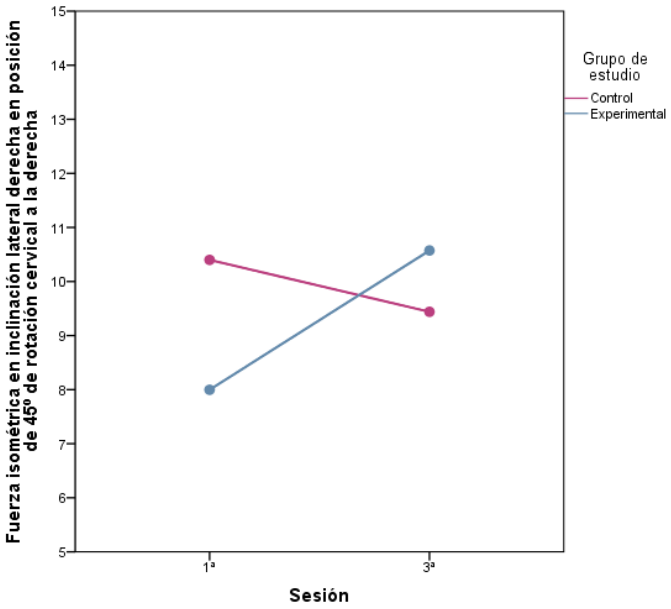


Figura 76. Fuerza isométrica en inclinación lateral derecha (45ºrot.D.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.9. Resultados de la valoración de la fuerza isométrica a 45º de rotación izquierda

6.2.9.1. Fuerza isométrica en flexión a 45º de rotación izquierda

Al inicio de la intervención, los valores medios obtenidos por el grupo control y experimental no presentaron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,412>0,05 en test de U de Mann-Whitney). Como se muestra en la tabla 53 y se observa en la figura 77, ambos grupos aumentaron la fuerza en la tercera sesión. Para comparar la evolución de los resultados se utilizó un modelo lineal general (ver Tabla 54).

Tabla 53. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.I.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en flexión en posición de 45º de rotación cervical a la izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	6,40 (3,57)	5,57 (3,05)
	Mín	1,50	1,50
	Máx	16,40	14,80
	IC95%	[5,37 - 7,44]	[4,68 - 6,45]
Fuerza isométrica en flexión en posición de 45º de rotación cervical a la izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	7,05 (3,96)	6,11 (2,80)
	Mín	1,50	1,80
	Máx	17,00	15,00
	IC95%	[5,90 - 8,20]	[5,29 - 6,92]

Tabla 54. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en flexión (45ªrot.I.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,005
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,792
Grupo		0,178

Según los resultados obtenidos, se observa una diferencia estadísticamente significativa en el aumento de fuerza entre la primera y tercera sesión pero no se observa una mejoría mayor de un grupo en relación al otro (ver Tabla 54).

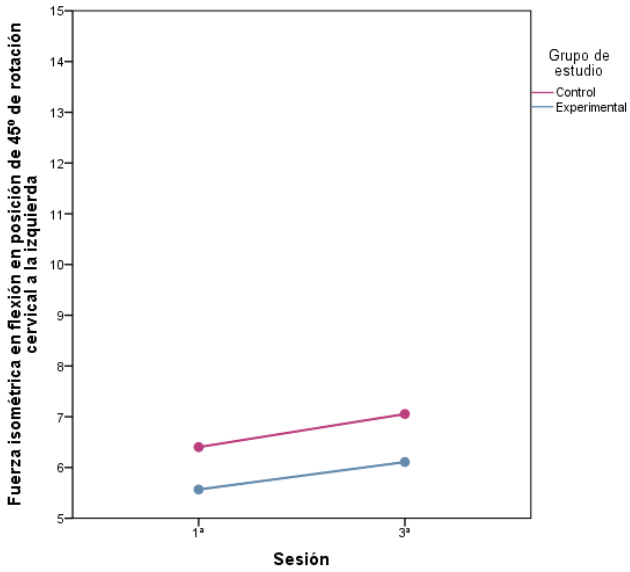


Figura 77. Fuerza isométrica en flexión (45ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.9.2. Fuerza isométrica en extensión a 45º de rotación izquierda

Al igual que en la flexión a 45º a la izquierda, los resultados obtenidos entre ambos grupos fueron similares y comprables entre sí (p-valor=0,443>0,05 en el test de U de Mann-Whitney). En la tercera sesión ambos grupos sufrieron un incremento de la fuerza isométrica, siendo algo superior en el grupo experimental, tal y como se muestra en la tabla 55.

Tabla 55. Fuerza isométrica en extensión (45ªrot.I.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en extensión en posición de 45º de rotación cervical a la izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	9,83 (5,28)	8,61 (4,38)
	Mín	2,00	1,80
	Máx	23,60	22,20
	IC95%	[8,30 - 11,36]	[7,34 - 9,88]
Fuerza isométrica en extensión en posición de 45º de rotación cervical a la izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	10,47 (5,21)	9,62 (4,49)
	Mín	3,40	2,50
	Máx	24,60	24,50
	IC95%	[8,96 - 11,99]	[8,31 - 10,92]

La evolución de los resultados se comparó con un modelo lineal general y tal como se puede ver en la tabla, entre la primera y tercera sesión hubo una aumento estadísticamente significativo, pero aunque el grupo experimental mejoró algo más, esta diferencia entre el grupo control y experimental no fue estadísticamente significativa (ver Tabla 56 y Figura 78).

Tabla 56. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en extensión (45ºrot.I.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,008
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,549
Grupo		0,276

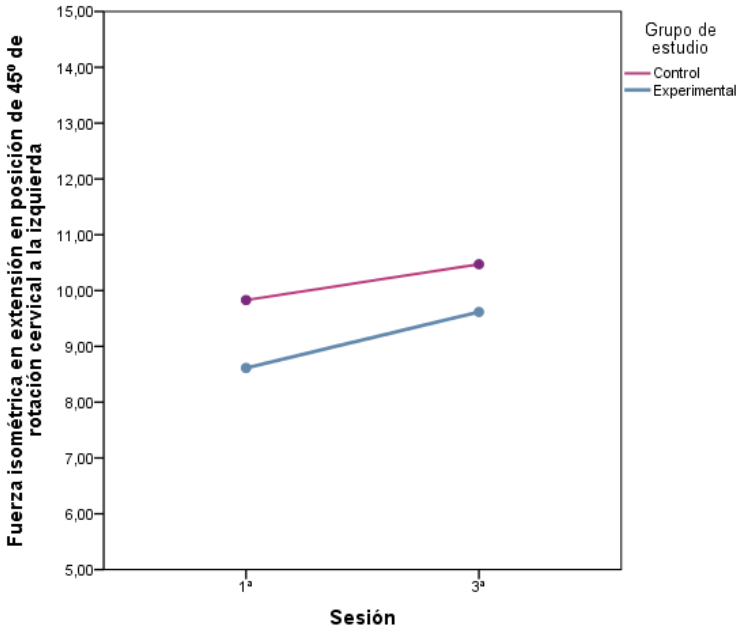


Figura 78. Fuerza isométrica en extensión (45ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.9.3. Fuerza isométrica en inclinación izquierda a 45º de rotación izquierda

Los valores obtenidos en la primera sesión entre los dos grupos no fueron estadísticamente significativos (p-valor=0,368>0,05 en test de U de Mann-Whitney) por lo que fueron comparables al inicio de la intervención. Como se puede observar en la siguiente tabla (ver Tabla 57), el grupo experimental presentó un incrementó en la cantidad de fuerza ejercida (ver Figura 79), superior al grupo control y como se comprobó con el modelo lineal general, los resultados obtenidos fueron que tanto en el tiempo (p-valor=0,001<0,05) como entre grupos (p-valor=0,021<0,05) existió una diferencia estadísticamente significativa (ver Tabla 58).

Tabla 57. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (45ºrot.l.).

		Control	Experimental
Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda en posición de 45º de rotación cervical a la izquierda. 1ªsesión	*Media (SD)*	8,98 (5,03)	7,64 (3,75)
	Mín	1,80	1,50
	Máx	23,40	19,00
	IC95%	[7,52 - 10,44]	[6,55 - 8,73]
Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda en posición de 45º de rotación cervical a la izquierda. 3ªsesión	*Media (SD)*	9,25 (4,51)	9,19 (4,16)
	Mín	2,60	1,60
	Máx	22,60	20,20
	IC95%	[7,94 - 10,55]	[7,98 - 10,40]

Tabla 58. Estadísticos del GLM de la fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (45ºrot.l.).

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,001
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,021
Grupo		0,416

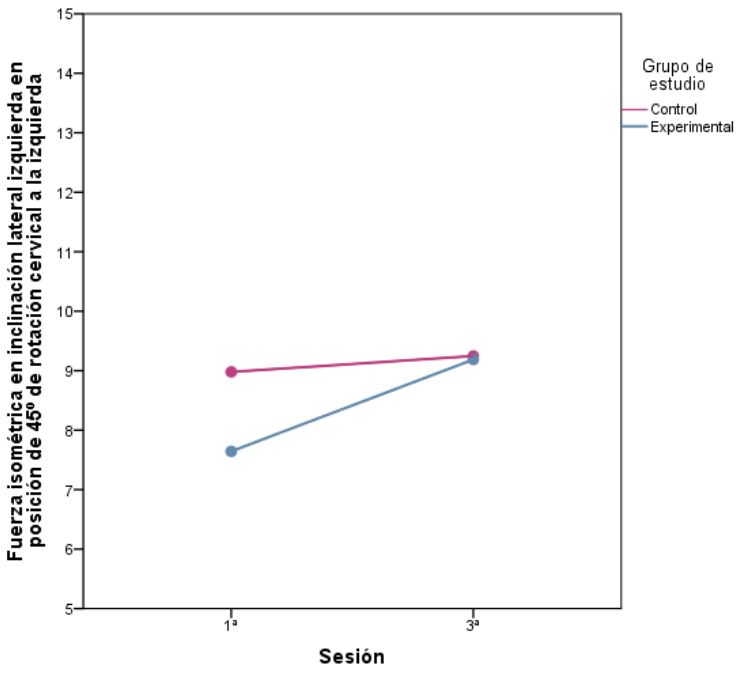


Figura 79. Fuerza isométrica en inclinación lateral izquierda (45ºrot.I.) 1ª y 3ª sesión.

6.2.10. Resultados de la valoración muscular mediante el registro electromiográfico

A continuación se presentan los resultados obtenidos en los registros electromiográficos efectuados en las tres sesiones realizadas, en el lado que presentó mayor dolor y en el lado que presentó menos dolor, en ambos grupos del estudio. Además los resultados obtenidos en la valoración inmediata, pre y post aplicación del kinesiotaping, en el grupo experimental.

6.2.10.1. Resultados obtenidos del Test de fatiga

Se realizaron las valoraciones de ambos trapecios (derecho e izquierdo) y se diferenció el lado que presentaba mayor dolor.

El resultado obtenido del *Mean Power Frequency* (MPF) (hz) del test de fatiga del lado que presentó mayor dolor para el grupo control, en la primera sesión la media fue de -9,37(5,09)hz, con un IC95% [-10,86- -7,88], mientras que en el grupo experimental se obtuvieron unos valores de -8,37(5,89)hz con un IC95% [-10,10- -6,64] (ver Tabla 59). No observándose diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos al inicio (p-valor=0,350>0,05 en el test U de Mann-Whitney ya los valores no se distribuyen según la normalidad en el test de Kolmogorov-Smirnov). En las sesiones sucesivas se obtuvieron, para el grupo control, una media de -8,99(5,98)hz con un IC95% de [-10,75- -7,16] y una media de -9,14(6,74)hz con un IC95% de [-11,12- -7,16] en la segunda y tercera sesión respectivamente. Y para el grupo experimental se obtuvo de una media de -9,68(6,15)hz con un IC95% de [-11,49- -7,88] en la segunda sesión y de -8,99(5,78)hz con un IC95% de [-10,69- -7,29] en la tercera sesión.

Tabla 59. Resultados del registro emg (test de fatiga-Hz.; lado que presentó mayor dolor).

		Control	Experimental
Fatiga. Frecuencia (Hz). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-9,37 (5,09)	-8,37 (5,89)
	Mín	-26,00	-26,90
	Máx	0,90	3,30
	IC95%	[-10,86 - -7,88]	[-10,10 - -6,64]
Fatiga. Frecuencia (Hz). 2ªsesión. Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-8,99 (5,98)	-9,68 (6,15)
	Mín	-37,00	-26,00
	Máx	-1,10	-1,00
	IC95%	[-10,75 - -7,24]	[-11,49 - -7,88]

Fatiga. Frecuencia (Hz). 3ªsesión. Lado afecto	*Media (SD)*	-9,14 (6,74)	-8,99 (5,78)
	Mín	-34,20	-24,30
	Máx	3,20	-0,40
	IC95%	[-11,12 - -7,16]	[-10,69 - -7,29]

Al comparar la evolución del comportamiento muscular en el test de fatiga a lo largo de las tres sesiones mediante el modelo lineal general observamos que, ver Tabla 60:

Tabla 60. Estadísticos del GLM del registro emg (fatiga-Hz.; lado que presentó mayor dolor).

Test esfericidad de Mauchly	0,010	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,669
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,301
Grupo		0,884

Por lo que el MPF no ha cambiado de manera estadísticamente significativa a lo largo de las sesiones en ambos grupos ni entre ellos.

La media obtenida del resultado de la Pendiente de la recta del test de fatiga (ver tabla 62), en el grupo control, en la primera sesión fue de -10,95(5,67)% con un IC95% de [-12,61- -9,28] y de -9,18(6,59)% con un IC95% de [-11,11- -7,24] en el grupo experimental. En la segunda sesión se obtuvo una media de -10,95(5,67)% con un IC95% de [-11,86- -8,55] en el grupo control y de -10,75(6,27)% con un IC95% de [-12,59- -8,91] en el grupo experimental y en la tercera y última sesión se obtuvo una media de -10,30(6,54)% con un IC95% de [-12,22- -8,38] y de -10,06(6,72)% con un IC95% de [-12,03- -8,08] para el grupo control y experimental respectivamente (ver Tabla 61).

Tabla 61. Resultados del registro emg (test de fatiga-%.; lado que presentó mayor dolor).

		Control	Experimental
Fatiga. Pendiente (%). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-10,95 (5,67)	-9,18 (6,59)
	Mín	-29,40	-31,60
	Máx	1,20	4,30
	IC95%	[-12,61- -9,28]	[-11,11 - -7,24]
Fatiga. Pendiente (%). 2ªsesión. Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-10,20 (5,65)	-10,75 (6,27)
	Mín	-32,40	-27,30
	Máx	-1,40	-1,30
	IC95%	[-11,86 - -8,55]	[-12,59 - -8,91]
Fatiga. Pendiente (%). 3ªsesión. Lado afecto	*Media (SD)*	-10,30 (6,54)	-10,06 (6,72)
	Mín	-29,60	-32,30
	Máx	3,80	-0,60
	IC95%	[-12,22 - -8,38]	[-12,03 - -8,08]

No se observaron diferencias estadísticamente significativas en la primera medición (p-valor=0,285>0,05 en la prueba t-student ya que el resultado presentó normalidad según el test de Kolmogorov-Smirnov). Pero al comparar la evolución de la pendiente a lo largo de las sesiones se obtuvo un p-valor=0,175>0,05 en la Prueba de Mauchly (ver Tabla 62).

Tabla 62. Estadísticos del GLM del registro emg (test de fatiga-%; lado que presentó mayor dolor).

Test esfericidad de Mauchly	0,175	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Esferidad asumida	0,717
Tiempo * Grupo	Esferidad asumida	0,082
Grupo		0,669

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas del cambio de la pendiente de la curva ni a lo largo de las sesiones ni entre los grupos de estudio. Y como se puede ver en la tabla no hubo una mejoría entre las sesiones en el grupo experimental.

A nivel del trapecio superior que presentó menor dolor al inicio el resultado obtenido de la MPF en la primera sesión fue de una media de -9,18(5,05)hz para el grupo control y de -8,84(6,88)hz para el grupo experimental. En la segunda sesión se obtuvieron unas medias de -8,87(5,84)hz y -10,16(6,52)hz para el grupo control y experimental respectivamente y en la tercera sesión se obtuvieron unos resultados medios de -9,16(6,00)hz en el grupo control y de -9,57(6,41)hz en el grupo experimental (ver Tabla 63).

Tabla 63. Resultados del registro emg (test de fatiga-Hz.; ladoq ue presentó menos dolor).

		Control	Experimental
Fatiga. Frecuencia (Hz). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-9,18 (5,05)	-8,84 (6,88)
	Mín	-19,50	-29,90
	Máx	0,30	7,90
	IC95%	[-10,67 - -7,70]	[-10,86 - -6,82]
Fatiga. Frecuencia (Hz). 2ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-8,87 (5,84)	-10,16 (6,52)
	Mín	-26,70	-28,00
	Máx	5,10	5,30
	IC95%	[-10,58 - -7,16]	[-12,07 - -8,24]
Fatiga. Frecuencia (Hz). 3ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-9,16 (6,00)	-9,57 (6,41)
	Mín	-29,30	-26,40
	Máx	0,10	3,20
	IC95%	[-10,93 - -7,40]	[-11,45 - -7,69]

No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos al inicio (p-valor=0,883>0,05 en la prueba de t-student ya que los resultados siguieron una normalidad según el test de Kolmogorov-Smirnov).

Al comparar la evolución a lo largo de las tres sesiones mediante un modelo lineal general se obtuvo un p-valor=0,228>0,05 (ver Tabla 64).

Tabla 64. Estadísticos del GLM del registro emg (test de fatiga-Hz.; lado que presentó menos dolor).

Test esfericidad de Mauchly	0,228	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Esferidad asumida	0,579
Tiempo * Grupo	Esferidad asumida	0,258
Grupo		0,693

Según el resultado obtenido no hubo diferencias estadísticamente significativas ni a lo largo de las sesiones ni entre los dos grupos, por lo que no se vio un efecto beneficios del uso del kinesiotaping en parámetros de fatiga.

En cuanto al análisis de la pendiente de la recta, en el lado que presentó menos dolor se obtuvieron los siguientes valores para el grupo control y experimental, ver Tabla 65:

Tabla 65. Resultados del registro emg (test de fatiga-%; del lado que presentó menos dolor).

		Control	Experimental
Fatiga. Pendiente (%). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-10,29 (5,40)	-9,80 (7,76)
	Mín	-21,40	-32,80
	Máx	0,40	10,70
	IC95%	[-11,88 - -8,71]	[-12,08 - -7,53]
Fatiga. Pendiente (%). 2ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-9,85 (5,87)	-11,03 (6,92)
	Mín	-24,80	-31,80
	Máx	5,20	7,40
	IC95%	[-11,58 - -8,13]	[-13,06 - -9,00]
Fatiga. Pendiente (%). 3ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-10,25 (6,14)	-10,64 (6,81)
	Mín	-28,00	-31,50
	Máx	0,00	3,50
	IC95%	[-12,05 - -8,45]	[-12,64 - -8,64]

Al inicio de la intervención ambos grupos mostraron normalidad según el test de Kolmogorov-Smirnov y se obtuvo un p-valor=0,897>0,05 según el test t-student.

Para comparar los resultados obtenidos a lo largo de las tres sesiones se siguió un modelo lineal general y se obtuvo un p-valor=0,266>0,05 en el test de Mauchly y se puedo observar (ver Tabla 66):

Tabla 66. Estadísticos del GLM del registro emg (test fatiga-%; del lado que presentó menos dolor).

Test esfericidad de Mauchly	0,266	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Esferidad asumida	0,638
Tiempo * Grupo	Esferidad asumida	0,225
Grupo		0,771

Por lo que no se observaron diferencias estadísticamente significativas ni a lo largo del tiempo ni entre los grupos de estudio en la pendiente de fatiga.

6.2.10.2. Tiempo del test isométrico

En relación al tiempo de duración del test isométrico, la media de duración del grupo control en la primera sesión fue de 87(23,62) segundos con un IC95% de [80,06-93,94] y para el grupo experimental de 81,11(25,06) segundos con un IC95% de [73,75-88,46]. Estos valores no siguieron una normalidad al inicio según el test de Kolmogorov-Smirnov por lo que se obtuvo un p-valor=0,102>0,05 en el test de U de Mann-Whitney y no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al inicio de la intervención (ver Tabla 67).

Tabla 67. Duración del test isométrico.

		Control	Experimental
Tiempo de duración del test isométrico. 1ªsesion (SKT)	*Media (SD)*	87,00 (23,62)	81,11 (25,06)
	Mín	39,00	42,00
	Máx	141,00	178,00
	IC95%	[80,06 - 93,94]	[73,75 - 88,46]
Tiempo de duración del test isométrico. 2ªsesion	*Media (SD)*	85,40 (20,57)	84,57 (27,91)
	Mín	59,00	60,00
	Máx	125,00	165,00
	IC95%	[79,36 - 91,44]	[76,38 - 92,77]
Tiempo de duración del test isométrico. 3ªsesion	*Media (SD)*	82,47 (21,13)	83,06 (26,31)
	Mín	60,00	60,00
	Máx	135,00	182,00
	IC95%	[76,26 - 88,67]	[75,34 - 90,79]

Al comparar la evolución de estos resultados se siguió un modelo lineal general y se obtuvo un p-valor=405>0,05 en la prueba de esferidad de Mauchly. Los resultados obtenidos no se mostraron una diferencia estadísticamente significativa ni a lo largo del tiempo ni entre los grupos (ver Tabla 68).

Tabla 68. Estadísticos del GLM del test isométrico.

Test esfericidad de Mauchly	0,405	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Esferidad asumida	0,515
Tiempo * Grupo	Esferidad asumida	0,214
Grupo		0,649

6.2.10.3. En relación a la activación muscular se obtuvieron los siguientes resultados:

A nivel del trapecio superior con mayor dolor al inicio en la primera sesión pre intervención se obtuvo una media de 105,17(71,76)%CVIM con un IC95% de [74,58-135,76] en el grupo control y de 83,06(26,31)%CVIM con un IC95% de [64,53-103,00] en el grupo experimental (ver Tabla 69). No se observaron diferencias estadísticamente significativas al inicio de la intervención entre los dos grupos (p-valor=0,507>0,05 según el test de U de Mann-Whitney ya que no se distribuye según la normalidad según el test de Kolmogorov-Smirnov).

En la segunda sesión se obtuvieron unas medias de 82 (71,76)%CVIM con un IC95% [60,93-103,07] en el grupo control y de 79,21(59,97)%CVIM con un IC95% [61,60-96,82] en el grupo experimental y en la tercera sesión se obtuvieron unas medias de 86,98(63,18)%CVIM con un IC95% [68,43-105,53] y de 73,34(59,97)%CVIM con un IC95% [55,02-91,66] en el grupo control y experimental respectivamente.

Tabla 69. %CVIM del lado que presentó mayor dolor.

		Control	Experimental
Activación (%CVIM) 1ªsesión (SKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	105,17 (104,19)	83,77 (65,52)
	Mín	17,00	11,00
	Máx	491,00	340,00
	IC95%	[74,58 - 135,76]	[64,53 - 103,00]
Activación (%CVIM) 2ªsesión. Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	82,00 (71,76)	79,21 (59,97)
	Mín	17,00	11,00
	Máx	345,00	287,00
	IC95%	[60,93 - 103,07]	[61,60 - 96,82]
Activación (%CVIM) 3ªsesión. Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	86,98 (63,18)	73,34 (62,38)
	Mín	19,00	18,00
	Máx	328,00	354,00
	IC95%	[68,43 - 105,53]	[55,02 - 91,66]

La comparación entre las sesiones se realizó con un modelo lineal general y como se puede ver en las tablas, hubo una mejoría gradual entre la primera y la tercera sesión, estadísticamente significativa, pero no se encontró una mejoría de un grupo más que el otro (ver Tabla 70).

Tabla 70. Estadísticos del GLM del %CVIM del lado que presentó mayor dolor.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,032
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,284
Grupo		0,348

En relación a la activación muscular del lado con menor dolor, la media de %CVIM en la primera sesión fue de 94,11(91,26)%CVIM con un IC95% de [67,31-120,90] y en el grupo experimental la media fue de 83,85 (75,17)%CVIM con un IC95% [61,78-105,92]. En la segunda sesión la media para el grupo control fue de 80,57(48,78)%CVIM con un IC95% de [66,25-94,90] y de 69,13(51,14)%CVIM con un IC95% de [54,11-84.14] en el grupo experimental y en la tercera sesión los valores obtenidos fueron de una media de 111,77(151,83)%CVIM con un IC95% de [67,19-156,35] y una media de 73,77(60,57)%CVIM con un IC95% de [55,98-91,55] en el grupo control y grupo experimental respectivamente (ver Tabla 71).

No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en la primera sesión (p-valor=0,505>0,05 en el test de U de Mann-Whitney ya que la activación no siguió la normalidad según el test de Kolmogorov-Smirnov.

Tabla 71. %CVIM del lado que presentó menos dolor.

		Control	Experimental
Activación (%CVIM) 1ªsesión (SKT). Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	94,11 (91,26)	83,85 (75,17)
	Mín	15,00	9,00
	Máx	558,00	420,00
	IC95%	[67,31 - 120,90]	[61,78 - 105,92]
Activación (%CVIM) 2ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	80,57 (48,78)	69,13 (51,14)
	Mín	15,00	11,00
	Máx	213,00	329,00
	IC95%	[66,25 - 94,90]	[54,11 - 84,14]
Activación (%CVIM) 3ªsesión. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	111,77 (151,83)	73,77 (60,57)
	Mín	16,00	16,00
	Máx	910,00	281,00
	IC95%	[67,19 - 156,35]	[55,98 - 91,55]

Para analizar la evolución se utilizó un modelo lineal general y se observó que, ver Tabla 72:

Tabla 72. Estadísticos del GLM del %CVIM del lado que presentó menos dolor.

Test esfericidad de Mauchly	0,000	
Modelo lineal General	**Estadístico**	**P-valor**
Tiempo	Greenhouse-Geisser	0,175
Tiempo * Grupo	Greenhouse-Geisser	0,284
Grupo		0,155

Por lo que a lo largo de las sesiones no se observó una diferencia estadísticamente significativa ni entre los grupos, aunque como se observa en la tabla en el grupo experimental se puede una mejoría en los resultados de activación.

6.2.11. Efecto inmediato del uso del Kinesiotaping

En el grupo experimental se valoró el efecto inmediato del kinesiotaping sobre la activación y el test de fatiga, obteniendo los siguientes resultados:

A nivel del MPF y la pendiente de la curva del test de fatiga

En el trapecio superior que presentó más dolor, tras la colocación del kinesiotaping, se obtuvieron unos valores medios de MPF de -9,68(6,15)hz y un valor medio de la pendiente de -10,33(5,82)%, tal como se puede observar en la Tabla 73.

Al valorar el efecto inmediato del kinesiotaping, mediante la prueba de Wilcoxon, en el grupo experimental no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,064>0,05) en valores de MPF. Sin embargo, al comparar los valores medios obtenidos en la pendiente de la curva, antes y después de la colocación del kinesiotaping, sí que se encontraron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,0216<0,05), pero no se encontró mejoría tras la aplicación del kinesiotaping.

A nivel del trapecio superior que presentó menos dolor, tras la aplicación del kinesiotaping y realización del test isométrico, se obtuvieron unos valores medios de -9,59(6,40)hz en el MPF y de -10,61(6,81)% en la pendiente.

Tabla 73. Efecto inmediato del KT (registro emg; lado que presentó mayor dolor).

		Experimental
Fatiga. Frecuencia (Hz). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-8,37 (5,89)
	Mín	-26,90
	Máx	3,30
	IC95%	[-10,10 - -6,64]
Fatiga. Frecuencia (Hz). 1ª sesión (CKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-9,68 (6,15)
	Mín	-26,00
	Máx	-1,00
	IC95%	[-11,49 - -7,88]
Fatiga. Pendiente (%). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-9,18 (6,59)
	Mín	-31,60
	Máx	4,30
	IC95%	[-11,11 - -7,24]
Fatiga. Pendiente (%).1ª sesión (CKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	-10,33 (5,82)
	Mín	-32,60
	Máx	6,8
	IC95%	[-11,99 - -8,67]

Al comparar el efecto inmediato del kinesiotaping con la prueba de Wilcoxon y a nivel de los valores medios obtenidos del MPF si obtuvo una diferencia estadísticamente significativa (p-valor=0,007<0,05) en los resultados obtenidos. Según se muestra en la tabla el efecto del kinesiotaping no mejoró los valores de MPF.

En cuanto al resultado obtenido de la pendiente de la curva, no se obtuvieron resultados estadísticamente significativos (p-valor=0,216>0,05) (ver Tabla 74).

Tabla 74. Efecto inmediato del KT (registro emg; lado que presentó menos dolor).

		Experimental
Fatiga. Frecuencia (Hz). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-8,84 (6,88)
	Mín	-29,90
	Máx	7,90
	IC95%	[-10,86 - -6,82]
Fatiga. Frecuencia (Hz). 1ª sesión (CKT). Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-9,59 (6,40)
	Mín	-29,70
	Máx	6,90
	IC95%	[11,41- -7,77]
Fatiga. Pendiente (%). 1ª sesión (SKT). Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-9,80 (7,76)
	Mín	-32,80
	Máx	10,70
	IC95%	[-12,08 - -7,53]
Fatiga. Pendiente (%).1ª sesión (CKT). Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	-10,61 (6,81)
	Mín	-34,10
	Máx	7,30
	IC95%	[-12,55 - -8,68]

A nivel del tiempo de duración del test isométrico

Al comprar la duración del test isométrico en el grupo experimental pre y post colocación del kinesiotaping se pudieron observar los siguientes resultados, ver Tabla 75.

Tabla 75. Tiempo de duración del test isométrico SKT y CKT.

		Experimental
Tiempo de duración del test isométrico. 1ªsesion (SKT)	*Media (SD)*	81,11 (25,06)
	Mín	42,00
	Máx	178,00
	IC95%	[73,75 - 88,46]
Tiempo de duración del test isométrico. 1ªsesion (CKT)	*Media (SD)*	82,98 (23,88)
	Mín	61
	Máx	148
	IC95%	[76,19 - 89,77]

Aun observándose un pequeño incremento en el tiempo de duración de la posición isométrica no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,287>0,05) mediante en la prueba de Wilcoxon.

A nivel de la activación

En el trapecio superior que presentó mayor dolor no se observaron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,780>0,05) mediante la prueba de Wilcoxon del efecto beneficioso del kinesiotaping sobre la activación muscular, tal y como se observa en la Tabla 76.

Tabla 76. %CVIM SKT y CKT (lado que presentó mayor dolor).

		Experimental
Activación (%CVIM) 1ªsesión (SKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	83,77 (65,52)
	Mín	11,00
	Máx	340,00
	IC95%	[64,53 - 103,00]
Activación (%CVIM) 1ªsesión (CKT). Lado que presentó mayor dolor	*Media (SD)*	97,14 (92,93)
	Mín	12,00
	Máx	454,00
	IC95%	[70,72- 123,55]

Sin embargo, en el trapecio con menor dolor, pese a obtener una mejoría, representada como una disminución del valor medio de %CVM, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (p-valor=0,544>0,05) mediante la prueba de Wilcoxon (ver Tabla 77).

Tabla 77. %CVIM SKT y CKT (lado que presentó menos dolor).

		Experimental
Activación (%CVIM) 1ªsesión SKT. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	83,85 (75,17)
	Mín	9,00
	Máx	420,00
	IC95%	[61,78 - 105,92]
Activación (%CVIM) 1ªsesión CKT. Lado que presentó menos dolor	*Media (SD)*	80,34 (65,37)
	Mín	11,00
	Máx	322,00
	IC95%	[61,76 – 98,92]

7. DISCUSIÓN

Como hemos visto en la introducción, numerosos han sido los autores que han estudiado el efecto del kinesiotaping utilizando distintas técnicas de aplicación, con la finalidad de valorar los resultados obtenidos a nivel de funcionalidad, de disminución del dolor, de aumento de la amplitud articular y de la fuerza. Siendo escasos los estudios realizados a nivel de la patología cervical (4,21,22,40-43).

En la presente tesis se propuso estudiar el efecto del kinesiotaping, aplicado según la técnica muscular, sobre el músculo trapecio superior con síntomas de sobrecarga muscular. Se valoró el efecto de la venda sobre el músculo para conocer como actuaba a nivel del dolor, de la amplitud articular y de la funcionalidad.

Se sabe, que cuando el músculo está con dolor, éste produce una inhibición del mismo que se traduce como una disminución de la fuerza máxima que puede ejercer el músculo; de tal manera, que si se trata la sintomatología, y se consigue una disminución del dolor, el músculo mejora su funcionalidad y aumenta la cantidad de fuerza máxima que puede ejercer (147-150). Con la finalidad de estudiar el efecto del kinesiotaping sobre la disminución del dolor, se valoró la fuerza muscular pre y post tratamiento. Además se estudiaron los efectos del kinesiotaping sobre la activación muscular y la fatiga muscular, mediante el estudio de la señal eléctrica del músculo, viendo si había un efecto positivo de manera inmediata y a corto plazo (3 y 7 días).

Resultados obtenidos en la disminución del dolor y mejora del rango articular activo (ROM)

Para valorar el efecto antiálgico del kinesiotaping se utilizó la EVA y un algómetro de presión; de este modo obtuvimos unos datos subjetivos y objetivos, de la percepción del dolor y del umbral de presión, respectivamente, que toleraba el paciente antes y después de aplicar el kinesiotaping. Además, se incluyó el cuestionario de discapacidad cervical (NPQ).

En cuanto al resultado obtenido en el *Northwick Park Neck Pain Questionnarie* (NPQ) pre y post tratamiento no se puede comparar con ninguno de los estudios donde utilizan la técnica del kinesiotaping a nivel de la columna cervical, ya que en estos estudios han utilizado otro tipo de cuestionario para valorar el dolor cervical, como es el *Neck Disability Index* (NDI) (4,22,40-43). Estos dos cuestionarios no difieren mucho entre ellos. Lo que se pudo observar en nuestro estudio fue una mejoría pre y post tratamiento estadísticamente significativa de ambos grupos de intervención, y a pesar de que los resultados fueron mejores en el grupo experimental, no lo fueron suficientes como para obtener una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos, por lo que no se puede concluir que el uso del kinesiotaping mejora el índice de discapacidad producido por el dolor cervical. Este resultado puede deberse a que nuestra muestra presentaba un dolor crónico, de meses de evolución y no se acompañaba de grandes disfunciones que afectaran a las actividades de la vida diaria. Por lo que teníamos poco margen de mejora. En todos los estudios que estudiaron el efecto del kinesiotaping en la columna cervical utilizaron el NDI y en ninguno de ellos se ha podido demostrar una mejoría post tratamiento mediante el kinesiotaping (4,22,40-43).

En el presente estudio no se pudo demostrar el efecto beneficioso del uso del kinesiotaping a corto plazo, aunque sí se observó una ligera mejoría, pero no estadísticamente significativa, en la percepción del dolor por parte de los individuos del grupo experimental en comparación con el control. En cuanto a la ganancia de la amplitud articular, ambos grupos de estudio mejoraron a lo largo de las sesiones de manera estadísticamente significativa, pero, al igual que sucedió con la disminución del dolor, pese a mejorar ligeramente más el grupo experimental, no fue suficiente como para asegurar que el kinesiotaping tiene un efecto beneficioso en la mejora de la amplitud articular activa en individuos con dolor cervical inespecífico.

Los resultados hallados en este estudio coinciden con los de González-Iglesias et al. en 2009; quién estudió la aplicación del kinesiotaping en individuos en tratamiento en fase aguda de whiplash; buscando una mejoría inmediata de la sintomatología y a las 24 horas tras su aplicación. La muestra del ensayo la formaron un total 52 individuos y la técnica aplicada fue la técnica muscular a nivel de la musculatura paravertebral cervical. Se valoró el dolor, el rango articular activo y el NDI (22).

Otros autores tampoco pudieron concluir que el kinesiotaping tiene un efecto beneficioso en el tratamiento de la cervicalgia (4,40-43).

García Llopis et al. en 2012 tampoco pudo demostrar la efectividad del kinesiotaping aplicado sobre el músculo trapecio superior con la técnica muscular en un ensayo clínico donde la muestra estuvo formada solamente por 10 individuos con cervicalgia mecánica, pero a diferencia de nuestro estudio, sí que obtuvieron una diferencia estadísticamente significativa en el ROM de determinados movimientos de la columna cervical. Estas diferencias de resultado en comparación con los obtenidos en nuestro estudio, en relación a la

mejoría del ROM, podrían ser debido a que el tiempo de tratamiento fue durante 6 semanas y que el tratamiento aplicado fue mucho más completo que el nuestro, aunque hay que resaltar el número de individuos incluidos por grupo (solamente 5 individuos por grupo) (40). En el ensayo clínico realizado por Saavedra-Hernández et al. en 2012 incluyeron a 80 individuos con el objetivo de valorar el efecto del kinesiotaping frente a la manipulación cervical en pacientes con cervicalgia mecánica. Las valoraciones las realizaron a los 7 días de la intervención y la técnica de aplicación utilizada fue la técnica muscular sobre la musculatura paravertebral. El tratamiento que realizaron ambos grupos fue completamente distinto entre ellos y no incluyeron un grupo control, motivo por el cuál no se puede valorar con seguridad el efecto del kinesiotaping (41). En cambio, en el estudio de Dawood et al. en 2013, si que incluyeron un grupo control, que realizaba ejercicios de estiramiento, fortalecimiento y movilización de la columna cervical y luego un grupo que además se le aplicó el kinesiotaping, a nivel de la musculatura paravertebral, como en los estudios anteriores y un tercer grupo que en vez de aplicarle el kinesiotaping le realizaron una tracción cervical. El objetivo de este estudio era comparar el uso del kinesiotaping con la tracción cervical. La intervención se realizó durante 4 semanas, pero ambos grupos evolucionaron de la misma manera, sin diferencias estadísticamente significativas en la percepción del dolor y el NDI; por lo que tampoco pudieron demostrar que el kinesiotaping fuera más efectivo que las tracciones cervicales (4). El estudio realizado por Martínez-Wong et al. en 2014 es que el más se asemeja al realizado en este trabajo. Presentaron los resultados de un ensayo clínico realizado con una muestra de 76 individuos con tres grupos de intervención y sin grupo control, donde la técnica utilizada fue a nivel del trapecio superior y al igual que nosotros y los demás autores no pudieron demostrar la efectividad de la técnica. Se comparó la aplicación del kinesiotaping con un placebo

y un tensoplast; por lo que les faltó la realización de una técnica terapéutica con evidencia en el tratamiento de la cervicalgia para poder demostrar más efectivamente los beneficios o no del kinesiotaping. Martínez-Wong tampoco encontró diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de intervención a nivel del EVA, del NDI y del UDP, pero sí hubo diferencias estadísticamente significativas pre y post aplicación de la venda en los tres grupos de intervención (43). Fueron los mismos resultados que se obtuvieron en nuestro estudio. Kavlak et al. en 2012, en su estudio sobre dolor cervical, trató la sintomatología del músculo esplenio y sus resultados no fueron distintos a los ya comentados. Este estudio está realizado con una muestra de 60 individuos que son repartidos en tres grupos, donde todos tienen en común la realización de un tratamiento clásico de fisioterapia para el dolor cervical que incluían ejercicios de estiramiento y movilidad y luego a un grupo se le realizaban movilizaciones específicas y a otro se le aplicaba el kinesiotaping con la técnica muscular a nivel del esplenio. La intervención duró 15 sesiones (42).

Al comparar los resultados obtenidos con el algómetro con los resultados obtenidos en el estudio de Ylinen et al. en 2007, nos puede confirmar, que nuestra muestra padecía dolor a la presión en el músculo trapecio superior. Ylinen et al. realizaron un estudio para valorar la repetitividad del uso del algómetro como herramienta para evaluar el dolor crónico a la presión en la musculatura cervical, la muestra de este estudio estaba constituida por individuos mujeres con dolor crónico en la musculatura cervical, con unas características antropométricas muy parecidas a las nuestras, sin embargo, los resultados obtenidos a nivel de la EVA fueron muy distintos (151). Nuestra muestra estuvo formada por individuos que presentaron una EVA con una media inferior a 5. Quizás, este hecho haya influenciado

en los resultados obtenidos, ya que no partíamos de individuos con un gran dolor, sino más bien una molestia y por lo tanto el rango de mejora fue menor. Frente a estos resultados, podríamos pensar, que con una muestra que presentara un mayor dolor, la aplicación del kinesiotaping podría mostrar un mayor efecto beneficioso, en cuanto a la disminución de la percepción del dolor. También hay que decir, que la EVA nos indica un valor subjetivo del dolor, indica la percepción de dolor que tiene el individuo y en ocasiones el valor obtenido no refleja la afectación real de la musculatura. En el estudio comentado anteriormente, la muestra presentaba un EVA superior al nuestro pero, sin embargo un UDP inferior, por lo que nuestra muestra, objetivamente, soportaba menos presión pero los individuos tuvieron una percepción mejor del estado de la zona. Esto puede estar en relación con el umbral del dolor, que es individual y diferente para cada individuo y no, precisamente, está en relación con el estado de la estructura.

En cuanto al efecto del uso del kinesiotaping en la mejora de la amplitud articular, hemos visto que los resultados obtenidos pre y post tratamiento no confirman el efecto beneficioso tras su uso. Si observamos las mediciones basales obtenidas en los tres planos del espacio en el grupo experimental (flexión: 62,73(9,15)º; extensión: 52,35(12)º; inclinación lateral derecha: 46,17(9,40)º; inclinación lateral izquierda: 45,72(10,52)º; rotación derecha: 72,77(11,09)º y rotación izquierda: 71(11,27)º) se puede observar que nuestra muestra no padece una limitación articular importante de la columna cervical y lo mismo ocurriría si observamos los valores del grupo control; ya que no siempre que tengamos un dolor cervical inespecífico necesariamente deberá ir acompañado de una limitación importante en la amplitud articular activa (75,152). Si observamos estas mediciones basales con los valores medios de la población sana, vemos que son valores

bastante normales y que sólo habría una ligera disminución de las rotaciones (valores medios normales 80º); pero esta disminución de la amplitud articular podría estar justificada con un proceso degenerativo propio de la edad; aunque también encontramos que las rotaciones y las inclinaciones suelen ser los movimientos más afectados en individuos con esta sintomatología (74,86,152). Es por este motivo, que podemos justificar que el uso del kinesiotaping no resultara ser muy beneficioso a este nivel ya que no había mucho margen de mejora.

Resultados obtenidos de la valoración de la fuerza

Los resultados obtenidos en la valoración de la fuerza indican que entre la 1º y 3º sesión existió una mejoría, pero no estadísticamente significativas entre los dos grupos de intervención como para concluir que el kinesiotaping es una técnica efectiva en este aspecto.

En este punto hay que recalcar que no existe en la bibliografía estudios que hayan utilizado el MCU como instrumento de valoración, tanto del ROM como de la fuerza, para valorar la efectividad del kinesiotaping y que además, los estudios que relacionan fuerza y kinesiotaping valoran el efecto directo del kinesiotaping sobre la fuerza muscular o la capacidad de activación muscular del kinesiotaping (27,28,36,37,54,56-60,62,65-68,153) y en este estudio se ha utilizado la valoración de la fuerza como medio para valorar el efecto del kinesiotaping en la mejora del estado general del músculo, sabiendo que un músculo cuanto más sano más capacidad tendrá de generar fuerza (148-150,154).

La gran mayoría de los resultados en la valoración de la fuerza isométrica, de la musculatura cervical, obtenidos en todas las posiciones valoradas (posición neutra, a 25º de rotación derecha e

izquierda y a 45º de rotación derecha e izquierda), se encuentran por debajo de los valores medios de los individuos sanos (86), por lo que se refleja en los resultados que nuestra muestra presentaba una disfunción muscular hipotéticamente producida por el dolor. Después de la aplicación del kinesiotaping hubo una ligera mejoría en los valores de fuerza, pero no fue suficiente como para concluir que la aplicación del kinesiotaping mejora la función muscular, teniendo un efecto beneficioso en la ganancia de la fuerza que puede ejercer el músculo.

En la 3ª sesión sólo encontramos determinados valores en nuestra muestra que sean similares a los valores en personas sanas considerados normales. Es el caso de los músculos extensores en posición neutra, aquí se incluye la valoración bilateral del trapecio superior, ya que como se ha comentado en la introducción es un músculo extensor cuando se contrae de forma bilateral. Con la columna cervical en posición neutra, los valores medios normales en personas sanas son entre 11-13kg de fuerza y nuestra muestra presentó unos valores medios de 12,53(4,99)kg en la 3º sesión en el grupo experimental. Con la columna cervical en rotación de 25º hacia la derecha, el grupo experimental obtuvo un valor medio de 11,28(4,64)kg, siendo este valor ligeramente superior al límite inferior de la media en personas sanas (11-15kg). La contracción isométrica de la musculatura lateral derecho (donde se valora el trapecio derecho) con la columna cervical a 45º de rotación a la derecha también dio resultados dentro de los límites normales (10-12kg), siendo el resultado obtenido en el grupo experimental en la 3ºsesión de 10,57(11,94)kg. También se encontraron mejorías que se acercaban a la normalidad en la valoración de la fuerza isométrica de la musculatura extensora con la columna cervical a 45º de rotación hacia la derecha y hacia la izquierda; aunque estos valores obtenidos

no se encontraron dentro de los límites de normalidad en personas sanas (10-14kg).

Resultados obtenidos de la valoración EMG

Los resultados obtenidos de la valoración electromiográfica del trapecio superior pre y post tratamiento no han servido para afirmar que el uso del kinesiotaping tiene un efecto beneficioso inmediato ni a corto plazo sobre la fatiga, ya que no se observó una disminución del MPF ni una disminución de la pendiente de la recta. No se encontraron estudios donde se realizara una valoración de la función muscular del trapecio superior con la electromiografía y el kinesiotaping, por lo que los resultados obtenidos no pueden compararse con un estudio semejante. A nivel del uso del kinesiotaping existe el estudio de Soylu et al. en 2011 que valora su efecto sobre la fatiga en el músculo masetero y que al igual que nosotros no encontraron beneficio inmediato con el uso de la venda. Soylu et al. estudiaron sólo el efecto inmediato del kinesiotape en una muestra de 11 individuos sanos y valoraron la fatiga durante la CVIM, encontrando una ligera mejoría pero no estadísticamente significativa en ambos parámetros (155).

En parámetros de activación de %CVIM, en el presente estudio, no se observó un efecto inmediato beneficioso del kinesiotaping, pero si que hubo una mejoría a los 3 días y a los 7 días estadísticamente significativa entre las sesiones pero no entre ambos grupos. Estos resultados difieren de los obtenidos por Lee en 2015 que en su estudio, sobre una muestra de 37 sujetos con un DOMS inducido en el músculo bíceps braquial, observaron una mejoría de la activación %CVIM en las primeras 24-48 horas y una vuelta al estado basal a las 72horas (35).

Los demás estudios que utilizan la electromiografía (24,35,53,60,62,63,65,68,127,156) no estudiaron la fatiga sino otros parámetros musculares. De todos ellos, destacamos el de Chen yu et al. en 2011 donde realizaron un estudio en grupo control y placebo sobre el tríceps sural utilizando una muestra de 31 individuos sanos donde se observó, al igual que nosotros una disminución de la activación muscular, sin embargo, el test utilizado no fue una contracción isométrica como en nuestro estudio, sino un gesto dinámico (65).

Contrariamente a estos resultados encontramos el estudio de Lins et al. en el 2012, donde sobre vasto lateral y medial no observaron diferencias en la actividad muscular valorando en concéntrico y en excéntrico desarrollada mediante una dinamometría isocinética. Para realizar este estudio, al igual que Chen yu et al. se incluyen 60 mujeres sanas divididas en tres grupos: grupo control, grupo de KT y un tercer grupo placebo (60).

Gómez Soriano et al. en el 2014 en su estudio para valorar el tono muscular del tríceps sural, al contrario que nosotros, observó una mejora inmediata de la actividad muscular, en la colocación del KT en el gastrocnemio medial que no se mantuvo en las 24 horas siguientes. La muestra de este estudio estuvo formada solamente por 19 individuos sanos de ambos sexos y se realizó un grupo placebo y un grupo con KT (156).

Como hemos podido comprobar en los estudios de EMG, en la gran mayoría de ellos utilizan una muestra constituida por individuos sanos, contrariamente a la nuestra, formada por individuos con dolor cervical inespecífico.

En nuestro estudio se ha visto que ambos grupos (control y experimental) a nivel del dolor (EVA, UDP, NPQ), el ROM, la fuerza y

la activación en %CVIM han mejorado pre y post tratamiento; el hecho que ambos grupos mejoraran, pero ligeramente superior el grupo experimental, aunque sin ser estadísticamente significativo, puede deberse a qué el estiramiento escogido como control tuviera una fuerte evidencia científica, tal como comentan Sarig Bahat et al. y Sihawong et al. (77,90). La realización de este ejercicio en nuestro estudio, se vio reforzado con las características de la muestra utilizada, ya que como comentamos en el apartado de fuerza, la muestra de este estudio estaba por debajo de los niveles medios normales de las personas sanas, por lo que la debilidad que presentaron en la musculatura cervical (y se vio reflejada en los resultados obtenidos con el MCU) puede ser la causante, entre otros, del dolor cervical de origen inespecífico. Y que una debilidad de la musculatura extensora o una descompensación agonista/antagonista a nivel de las cervicales (flexores/extensores) produce una sobre solicitación de la musculatura posterior, principalmente, por que es necesaria para mantener la vista horizontal y mantener el peso de la cabeza. El trapecio forma parte de la musculatura tónica postural, ayudando al mantenimiento de la postura (98).

No hay que olvidar que estamos tratando un síntoma, como es el dolor muscular del trapecio superior, que puede estar originado por una sobrecarga o por una debilidad muscular, dentro de un cuadro de cervicalgia o dolor cervical de origen inespecífico. Los factores que pueden desencadenar los síntomas, pueden ser muy diversos y con nuestra intervención no hemos abordado el origen del problema; este podría ser uno de los motivos por los que los resultados no hayan podido ser más beneficiosos.

Hay que tener en cuenta que otros factores pueden influir en este tipo de dolor y que pueden producir un aumento de la tensión muscular, y que, en ocasiones pueden resultar difíciles de controlar; como puede

ser el estrés psicosocial, el tipo de trabajo que tenga el individuo, la mala postura, el ejercicio físico y muchas otras causas que se ven reflejadas con una sobrecarga del trapecio superior y por lo tanto, para tratarlo correctamente, deberíamos tenerlas en cuenta (77,78,98,157).

8. CONCLUSIONES

Tras realizar el estudio y pese a obtener una mejora en los resultados en ambos grupos de estudio, no se ha podido concluir con una afirmación de la hipótesis planteada, por lo tanto:

1. No podemos afirmar que la aplicación de la técnica muscular del kinesiotaping, mejora, de manera estadísticamente significativa, la sintomatología de sobrecarga del músculo trapecio superior, a corto plazo, en individuos mayores de edad con dolor cervical inespecífico.

2. No se puede concluir que el kinesiotaping sea una técnica eficaz, indicada para mejorar la función muscular a nivel del músculo trapecio superior en individuos con sobrecarga muscular a corto plazo.

3. El kinesiotaping no tiene un efecto beneficioso, ni de manera inmediata ni a corto plazo, sobre los parámetros electromiográficos de fatiga (MPF y la pendiente de la recta) y de %CVIM sobre el trapecio superior con síntomas de sobrecarga muscular.

4. No podemos concluir que el kinesiotaping produzca una disminución del dolor muscular a corto plazo, cuantificado mediante un algómetro, la EVA y NPQ, en casos de sobrecarga muscular a nivel del trapecio superior, en individuos con dolor cervical inespecífico.

5. No se evidenció un efecto beneficioso del uso del kinesiotaping, a corto plazo, con el objetivo de aumentar la amplitud de movilidad articular activa de la columna cervical en pacientes con dolor cervical inespecífico.

6. No podemos afirmar que el kinesiotaping mejore, de manera estadísticamente significativa, la fuerza muscular a nivel del trapecio superior en individuos con dolor cervical inespecífico.

9. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y LÍNEAS DE FUTURO

- Como **limitaciones** del estudio hemos considerado:

En la presente tesis se considera que la imposibilidad de realizar el estudio cegado ni por parte de los individuos ni por parte de la persona que realizaba las valoraciones puede haber introducido cierto sesgo de medición en los resultados obtenidos. Por otro lado la no existencia de una forma fiable de medir la contracción voluntaria máxima de forma automatizada y no manual como se está realizando actualmente en clínica puede enmascarar error de la propia medición.

- Como **líneas de futuro** se han planteado:

1. Aumentar el tiempo de intervención.
2. Incluir en el tratamiento con kinesiotaping el vendaje de otros músculos sintomáticos, como son los paravertebrales, que comúnmente se encuentran afectados en el dolor cervical de origen inespecífico.
3. Realizar la valoración del efecto del kinesiotaping en individuos con dolor agudo y que presenten una EVA más elevada.
4. Ampliar la base de datos de sujetos que participaron en el estudio.
5. Incluir un grupo placebo.

10. BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

(1) Kase K. Illustrated kinesio taping. : Ken'i-Kai; 2000.

(2) Kase K, Wallis J, Kase T, Kinesio Taping Association. Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping methods. : Kinesio Taping Assoc.; 2003.

(3) Parreira, Patrícia do Carmo Silva, Costa, Lucíola da Cunha Menezes, Takahashi R, Junior LCH, da Luz Junior, Maurício Antônio, da Silva TM, et al. Kinesio Taping to generate skin convolutions is not better than sham taping for people with chronic non-specific low back pain: a randomised trial. Journal of physiotherapy 2014;60(2):90-96.

(4) Dawood RS, Kattabei OM, Nasef SA, Battarjee KA, Abdelraouf OR. Effectiveness of Kinesio taping versus cervical traction on mechanical neck dysfunction. Pain 2013;42:13-14.

(5) Lemos TV, Albino ACG, Matheus JPC, de Melo Barbosa A. The Effect of Kinesio Taping in Forward Bending of the Lumbar Spine. Journal of physical therapy science 2014;26(9):1371.

(6) Bove T. El vendaje funcional. 5º ed. Barcelona: El Sevier; 2011.

(7) Fernández Rodríguez JM, Alegre Durán LM, Abián Vicén J, Carcelén Cobo R, Aguado Jódar X. Vendaje neuromuscular:¿ tienen todas las vendas las mismas propiedades mecánicas? Apunts.Medicina de l'Esport 2010;45(166):61-67.

(8) Aguirre T. Kinesiology Taping. Teoría y Práctica. : Biocorp Europa; 2010.

(9) Aguirre T, Achalandabaso M. Kinesiology tape manual. : Biocorp Europa; 2009.

(10) Kinesio Taping Association, Kase K, Hashimoto T, Okane T. Kinesio taping perfect manual: Amazing taping therapy to eliminate pain and muscle disorders. : Ken'i-Kai Information; 1996.

(11) Sijmonsma J, van Zuilen M. Manual taping neuro muscular. : Aneid Press; 2007.

(12) Thelen MD, Dauber JA, Stoneman PD. The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. J Orthop Sports Phys Ther 2008;38(7):389.

(13) Cai C, Au I, An W, Cheung R. Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? Journal of Science and Medicine in Sport 2015.

(14) Cortesi M, Cattaneo D, Jonsdottir J. Effect of kinesio taping on standing balance in subjects with multiple sclerosis: A pilot study\ m {1}. NeuroRehabilitation 2011;28(4):365-372.

(15) Simsek TT, Türkücüoglu B, Çokal N, Üstünbas G, Simsek IE. The effects of Kinesio® taping on sitting posture, functional independence and gross motor function in children with cerebral palsy. Disability & Rehabilitation 2011(00):1-6.

(16) Tsai HJ, Hung HC, Yang JL, Huang CS, Tsauo JY. Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. Supportive care in cancer 2009;17(11):1353-1360.

(17) Yasukawa A, Patel P, Sisung C. Pilot study: Investigating the effects of Kinesio Taping® in an acute pediatric rehabilitation setting. The American journal of occupational therapy 2006;60(1):104-110.

(18) Espejo L, Apolo M. Revisión bibliográfica de la efectividad del kinesiotaping. Rehabilitación 2011;45(2):148-158.

(19) Kaya E, Zinnuroglu M, Tugcu I. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. Clin Rheumatol 2011;30(2):201-207.

(20) Akbas E, Atay AO, Yuksel I. The effects of additional kinesio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. Acta Orthop Traumatol Turc 2011;45(5):335-341.

(21) Karatas N, Bicici S, Baltaci G, Caner H. The Effect of Kinesiotape Application on Functional Performance in surgeons Who have Musculo-skeletal Pain after Performing surgery. Turkish Neurosurgery 2012;22(1):83-89.

(22) González-Iglesias J, Fernandez-De-Las-Penas C, Cleland JA, Huijbregts P, Del Rosario GVM. Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute

whiplash injury: a randomized clinical trial. J Orthop Sports Phys Ther 2009;39(7):515.

(23) Hwang-Bo G, Lee JH. Effects of kinesio taping in a physical therapist with acute low back pain due to patient handling: A case report. Int J Occup Med Environ Health 2011;24(3):320-323.

(24) Paoloni M, Bernetti A, Fratocchi G, Mangone M, Parrinello L, Del Pilar Cooper M, et al. Kinesio Taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. Eur J Phys Rehabil Med 2011 Jun;47(2):237-244.

(25) Yoshida A, Kahanov L. The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. Research in sports medicine 2007;15(2):103-112.

(26) Méndez-Rebolledo G, Gatica-Rojas V, Cuevas-Contreras D, Sánchez-Leyton C. Efectos del kinesio tape en la rehabilitación de pacientes con síndrome de dolor patelofemoral: una revisión sistemática. Fisioterapia 2014;36(6):280-287.

(27) Kuru T, Yaliman A, Dereli EE. Comparison of efficiency of Kinesio® taping and electrical stimulation in patients with patellofemoral pain syndrome. Acta Orthop Traumatol Turc 2012;46(5):385-392.

(28) Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WTJ, Shih YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009;19(6):1092-1099.

(29) Garcia-Muro F, Rodriguez-Fernandez AL, Herrero-de-Lucas A. Treatment of myofascial pain in the shoulder with Kinesio taping. A case report. Man Ther 2010 Jun;15(3):292-295.

(30) Espejo-Antúnez L, López-Miñarro P, Garrido-Ardila E, Castillo-Lozano R, Domínguez-Vera P, Maya-Martín J, et al. A comparison of acute effects between Kinesio tape and electrical muscle elongation in hamstring extensibility. Journal of back and musculoskeletal rehabilitation 2014.

(31) Motion tracking on elbow tissue from ultrasonic image sequence for patients with lateral epicondylitis. Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE: IEEE; 2007.

(32) González-Iglesias J, Cleland JA, del Rosario Gutierrez-Vega M, Fernández-de-las-Peñas C. Multimodal Management of Lateral Epicondylalgia in Rock Climbers: A Prospective Case Series. J Manipulative Physiol Ther 2011.

(33) Chang HY, Wang CH, Chou KY, Cheng SC. Could Forearm Kinesio Taping Improve Strength, Force Sense, and Pain in Baseball Pitchers With Medial Epicondylitis? Clinical Journal of Sport Medicine 2012.

(34) Chang HY, Cheng SC, Lin CC, Chou KY, Gan SM, Wang CH. The effectiveness of kinesio taping for athletes with medial elbow epicondylar tendinopathy. Int J Sports Med 2013 Nov;34(11):1003-1006.

(35) Lee YS, Bae SH, Hwang JA, Kim KY. The effects of kinesio taping on architecture, strength and pain of muscles in delayed onset muscle soreness of biceps brachii. Journal of Physical Therapy Science 2015;27(2):457.

(36) Aytar A, Ozunlu N, Surenkok O, Baltacı G, Oztop P, Karatas M. Initial effects of kinesio® taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. Isokinetics Exerc Sci 2011;19(2):135-142.

(37) Biomechanics effects of kinesio taping for persons with patellofemoral pain syndrome during stair climbing. 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008: Springer; 2008.

(38) Firth BL, Dingley P, Davies ER, Lewis JS, Alexander CM. The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with achilles tendinopathy. Clinical Journal of Sport Medicine 2010;20(6):416.

(39) Tsai CT, Chang WD, Lee JP. Effects of Short-term Treatment with Kinesiotaping for Plantar Fasciitis. J Musculoskeletal Pain 2010;18(1):71-80.

(40) García Llopis L, Campos Aranda M. Physiotherapy intervention with kinesio taping in patients suffering chronic neck pain. A pilot study. Fisioterapia 2012.

(41) Saavedra-Hernández M, Castro-Sánchez AM, Arroyo-Morales M, Cleland JA, Lara-Palomo IC, Fernandez-De-Las-Penas C. Short-term

effects of kinesio taping versus cervical thrust manipulation in patients with mechanical neck pain: a randomized clinical trial. journal of orthopaedic & sports physical therapy 2012;42(8):724-730.

(42) Kavlak B, Bakar Y, Sari Z. Investigation of the efficacy of different physiotherapy methods for neck pain. J Musculoskeletal Pain 2012;20(4):284-291.

(43) Martínez-Wong M, Recalde-Alzugaray Y, Hein E, Pitana R, Andrini L, Pacheco F. La eficacia clínica del taping neuromuscular para el dolor de espalda alta y cuello: una prueba controlada aleatorizada. Fisioterapia 2014;36(1):25-33.

(44) Salvat Salvat I, Alonso Salvat A. Efectos inmediatos del kinesio taping en la flexión lumbar. Fisioterapia 2010;32(2):57-65.

(45) Merino R, Mayorga D, Fernández E, Torres-Luque G. Efecto del kinesiotaping en el rango de movimiento de la cadera y la zona lumbar en triatletas. Un estudio piloto. Associated Editors 2010;2(2):109-118.

(46) Lee J-, Yoo W-. Application of posterior pelvic tilt taping for the treatment of chronic low back pain with sacroiliac joint dysfunction and increased sacral horizontal angle. Physical Therapy in Sport 2011.

(47) Castro-Sánchez AM, Lara-Palomo IC, Matarán-Peñarrocha GA, Fernández-Sánchez M, Sánchez-Labraca N, Arroyo-Morales M. Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. Journal of Physiotherapy 2012;58(2):89-95.

(48) Kachanathu SJ, Alenazi AM, Seif HE, Hafez AR, Alroumim MA. Comparison between Kinesio taping and a Traditional Physical Therapy Program in treatment of nonspecific low back pain. Journal of physical therapy science 2014;26(8):1185.

(49) Hagen L, Hebert JJ, Dekanich J, Koppenhaver S. The Effect of Elastic Therapeutic Taping on Back Extensor Muscle Endurance in Patients With Low Back Pain: A Randomized, Controlled, Crossover Trial. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 2015;45(3):215-219.

(50) Alvarez-Alvarez S, Jose FG, Rodriguez-Fernandez AL, Gueita-Rodriguez J, Waller BJ. Effects of Kinesio(R) Tape in low back muscle fatigue: randomized, controlled, doubled-blinded clinical trial on healthy subjects. J Back Musculoskelet Rehabil 2014;27(2):203-212.

(51) Voglar M, Sarabon N. Kinesio Taping in Young Healthy Subjects Does Not Affect Postural Reflex Reactions and Anticipatory Postural Adjustments of the Trunk: A Pilot Study. Journal of sports science & medicine 2014;13(3):673.

(52) Parreira PdCS, Costa LdCM, Takahashi R, Junior LCH, Junior MAdL, Silva TMd, et al. Kinesio Taping to generate skin convolutions is not better than sham taping for people with chronic non-specific low back pain: a randomised trial. Journal of Physiotherapy 2014 6;60(2):90-96.

(53) Serra MV, Vieira ER, Brunt D, Goethel MF, Goncalves M, Quemelo PR. Kinesio Taping effects on knee extension force among soccer players. Braz J Phys Ther 2015 Mar 13:0.

(54) Vercelli S, Sartorio F, Foti C, Colletto L, Virton D, Ronconi G, et al. Immediate Effects of Kinesiotaping on Quadriceps Muscle Strength: A Single-Blind, Placebo-Controlled Crossover Trial. Clinical Journal of Sport Medicine 2012.

(55) Aktas G, Baltaci G. Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance? Isokinetics Exerc Sci 2011;19(3):149-155.

(56) Vithoulka I, Beneka A, Malliou P, Aggelousis N, Karatsolis K, Diamantopoulos K. The effects of Kinesio-Taping® on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women. Isokinetics Exerc Sci 2010;18(1):1-6.

(57) Martinez-Gramage J, Ibáñez Segarra M, López Ridaura A, Merelló Peñalver M, Tolsá Gil F. Efecto inmediato del kinesio tape sobre la respuesta refleja del vasto interno ante la utilización de dos técnicas diferentes de aplicación: facilitación e inhibición muscular. Fisioterapia 2011.

(58) Rodriguez-Moya A, González-Sánchez M, Cuesta-Vargas A. Efecto del vendaje neuromuscular a corto plazo en la fuerza en la extensión de rodilla. Fisioterapia 2011.

(59) Wong OMH, Cheung RTH, Li RCT. Isokinetic knee function in healthy subjects with and without Kinesio taping. Physical Therapy in Sport 2012.

(60) Lins, Caio Alano de Almeida, Neto FL, Amorim, Anita Barros Carlos de, Macedo LdB, Brasileiro JS. Kinesio Taping does not alter

neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. Man Ther 2013;18:41.

(61) Kim H, Lee B. The effects of kinesio tape on isokinetic muscular function of horse racing jockeys. Journal of physical therapy science 2013;25(10):1273.

(62) Słupik A, Dwornik M, Białoszewski D, Zych E. Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja 2007;9(6):644.

(63) Briem K, Eythorsdottir H, Magnusdottir RG, Palmarsson R, Runarsdottir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. J Orthop Sports Phys Ther 2011 May;41(5):328-335.

(64) Bicici S, Karatas N, Baltaci G. Effect of athletic taping and kinesiotaping® on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. International Journal of Sports Physical Therapy 2012;7(2):154.

(65) Chen-Yu H, Tsung-Hsun H, Szu-Ching L, Fong-Chin S. Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. BioMedical Engineering OnLine 2011;10.

(66) Chang HY, Chou KY, Lin JJ, Lin CF, Wang CH. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. Physical therapy in sport 2010;11(4):122-127.

(67) Lemos T, Pereira K, Celedonio C. The Effects of Kinesio Taping in Handgrip Strength. Journal physical therapy and science 2015;27(3):567.

(68) Fratocchi G, Di Mattia F, Rossi R, Mangone M, Santilli V, Paoloni M. Influence of Kinesio Taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population of young healthy subjects. Journal of Science and Medicine in Sport 2012.

(69) Van Herzeele M, van Cingel R, Maenhout A, De Mey K, Cools A. Does the application of kinesiotape change scapular kinematics in healthy female handball players? Int J Sports Med 2013 Nov;34(11):950-955.

(70) Lee JH. Effect of scapular elevation taping on scapular depression syndrome: a case report. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation 2012;25:187.

(71) Han JT, Lee JH, Yoon CH. The mechanical effect of kinesiology tape on rounded shoulder posture in seated male workers: a single-blinded randomized controlled pilot study. Physiother Theory Pract 2014 Sep 29:1-6.

(72) Luque-Suarez A, Navarro-Ledesma S, Petocz P, Hancock MJ, Hush J. Short term effects of kinesiotaping on acromiohumeral distance in asymptomatic subjects: A randomised controlled trial. Man Ther 2013;18(6):573-577.

(73) Kalichman L, Vered E, Volchek L. Relieving symptoms of meralgia paresthetica using Kinesio taping: a pilot study. Arch Phys Med Rehabil 2010;91(7):1137-1139.

(74) Kazemi A, Muñoz-Corsini L, Martín-Barallat J, Pérez-Nicolás M, Henche M. Estudio etiopatogénico de la cervicalgia en la población general basado en la exploración física. Rev Soc Esp Dolor 2000;7(4).

(75) Childs JD, Cleland JA, Elliott JM, Teyhen DS, Wainner RS, Whitman JM, et al. Neck pain: clinical practice guidelines linked to the International Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Association. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 2008;38(9):A1-A34.

(76) Cid J, De Andrés J, Reig E, Del Pozo C, Cortés A, Garcia-Cruz J. Cervicalgias y lumbalgias mecánicodegenerativas. Tratamiento conservador. Actualización. REVISTA-SOCIEDAD ESPANOLA DEL DOLOR 2001;8:79-100.

(77) Sihawong R, Janwantanakul P, Sitthipornvorakul E, Pensri P. Exercise therapy for office workers with nonspecific neck pain: a systematic review. J Manipulative Physiol Ther 2011;34(1):62-71.

(78) Ylinen J, Takala E, Nykänen M, Häkkinen A, Mälkiä E, Pohjolainen T, et al. Active neck muscle training in the treatment of chronic neck pain in women: a randomized controlled trial. JAMA 2003;289(19):2509-2516.

(79) Larsson B, Søgaard K, Rosendal L. Work related neck–shoulder pain: a review on magnitude, risk factors, biochemical characteristics,

clinical picture and preventive interventions. Best Practice & Research Clinical Rheumatology 2007;21(3):447-463.

(80) Andersen LL, Hansen K, Mortensen OS, Zebis MK. Prevalence and anatomical location of muscle tenderness in adults with nonspecific neck/shoulder pain. BMC Musculoskelet Disord 2011 Jul 22;12:169-2474-12-169.

(81) Andersen LL, Kjaer M, Sögaard K, Hansen L, Kryger AI, Sjögaard G. Effect of two contrasting types of physical exercise on chronic neck muscle pain. Arthritis Care & Research 2008;59(1):84-91.

(82) Juul-Kristensen B, Kadefors R, Hansen K, Byström P, Sandsjö L, Sjøgaard G. Clinical signs and physical function in neck and upper extremities among elderly female computer users: the NEW study. Eur J Appl Physiol 2006;96(2):136-145.

(83) Gonzalez T, Balsa A, Sáinz MJ, Zamorano E, Gonzalez I, Martin-Mola E. Spanish version of the Northwick Park Neck Pain Questionnaire: reliability and validity. Clin Exp Rheumatol 2001;19(1):41.

(84) Calahorrano-Soriano C, Abril-Carreres A, Quintana S, Permanyer-Casals E, Garreta-Figuera R. Programa rehabilitador integral del raquis cervical. Descripción, resultados y análisis de costes. Rehabilitación 2010;44(3):205-210.

(85) Alonso J, Prieto L, Antó J. La versión española del SF-36 Health Survey (Cuestionario de Salud SF-36): un instrumento para la medida de los resultados clínicos. Med Clin 1995;104(20):771-776.

(86) Lomas E, Bringas A, Aurrekoetxea J, Diaz P, Fernandez G, Arsuaga L. Valores de referencia de recorrido articular y fuerza isométrica cervical en una población adulta sana: factores asociados. Rehabilitación 2014;48(1):25-31.

(87) Thomas Tai Wing Chiu, Lo SK. Evaluation of cervical range of motion and isometric neck muscle strength: reliability and validity. Clin Rehabil 2002 Dec 2002;16(8):851-8.

(88) Linton SJ, van Tulder MW. Preventive interventions for back and neck pain problems: what is the evidence? Spine 2001;26(7):778-787.

(89) Verhagen AP, Karels C, Bierma-Zeinstra SM, Feleus A, Dahaghin S, Burdorf A, et al. Exercise proves effective in a systematic review of

work-related complaints of the arm, neck, or shoulder. J Clin Epidemiol 2007;60(2):110. e1-110. e14.

(90) Sarig-Bahat H. Evidence for exercise therapy in mechanical neck disorders. Man Ther 2003;8(1):10-20.

(91) González Iturri JJ. Lesiones musculares y deporte. Revista Brasileira de Medicina do Esporte 1998;4(2):39-44.

(92) Balius R, Rius M, Combalia A. Ecografia muscular de la extremidad inferior. : Editorial Masson; 2005.

(93) Balius R, Pedret C. Lesiones musculares en el deporte. : Editorial Médica Panamericana; 2013.

(94) Barcelona FC, Mèdics S. Guía de Práctica Clínica de las lesiones musculares. Epidemiología, diagnóstico, tratamiento y prevención. Versión 4.5 (9 de febrero de 2009). Apunts: Medicina de l'esport 2009;44(164):179-203.

(95) Fernández JM, Acevedo RC, Tabernig CB. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. Revista EIA 2007(7):111-119.

(96) Hislop HJ, Montgomery J, Guirado AG, Daniels L, Worthingham C. Daniels-Worthingham's pruebas funcionales musculares: técnicas de exploración manual. : Marbán; 2002.

(97) Pictures P. 3D human anatomy software. 2007; Available at: http://www.primalpictures.com/[accessed april 2015].

(98) Wallden M. The trapezius--clinical & conditioning controversies. J Bodyw Mov Ther 2014 Apr;18(2):282-291.

(99) Wallden M. Conditioning the upper trapezius. J Bodyw Mov Ther 2014 Apr;18(2):292-297.

(100) Villarroya Aparicio M. Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación 2005;39(6):255-264.

(101) Enoka R. The neuromechanical basis of human movement. 2002.

(102) Massó N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, Germán A. Aplicacions de l'electromiografia de superfície a l'esport Aplicaciones

de la electromiografía de superficie en el deporte Surface electromyography applications. 2010.

(103) Basmajian JV, De Luca C. Muscles alive. Muscles alive: their functions revealed by electromyography 1985;278:126.

(104) Cram J, Kasman G, Holtz J. Introduction to surface electromyography. 1998. Gaithersburg, Marland: Aspen publishers Inc 1998.

(105) De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics 1997;13:135-163.

(106) Suzuki H, Conwit RA, Stashuk D, Santarsiero L, Metter EJ. Relationships between surface-detected EMG signals and motor unit activation. Med Sci Sports Exerc 2002 Sep;34(9):1509-1517.

(107) Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography 2005;1.

(108) Merletti R, Di Torino P. Standards for reporting EMG data. J Electromyogr Kinesiol 1999;9(1):3-4.

(109) Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. Journal of Electromyography and Kinesiology 2010;20(6):1023-1035.

(110) Burden A, Bartlett R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. Med Eng Phys 1999;21(4):247-257.

(111) Marras W, Davis K. A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. Journal of electromyography and kinesiology 2001;11(1):1-9.

(112) Marras W, Davis K, Maronitis A. A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 2. Validation and use to predict spinal loads. Journal of electromyography and kinesiology 2001;11(1):11-18.

(113) Knutson LM, Soderberg GL, Ballantyne BT, Clarke WR. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. Journal of Electromyography and Kinesiology 1994;4(1):47-59.

(114) Remizov A, Steinberg K, Vasilenko V. Física médica y biológica. : Mir; 1991.

(115) Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. Journal of Electromyography and Kinesiology 2006;16(3):224-235.

(116) Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. Gait Posture 2008;28(2):179-186.

(117) Farina D, Madeleine P, Graven-nielsen T, Merletti R, Arendt-nielsen L. Standardising surface electromyogram recordings for assessment of activity and fatigue in the human upper trapezius muscle. Eur J Appl Physiol 2002 Apr 2002;86(6):469-78.

(118) Ng JK, Richardson CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. Arch Phys Med Rehabil 1996;77(3):259-264.

(119) Merletti R, Roy SH, Kupa E, Roatta S, Granata A. Modeling of surface myoelectric signals. II. Model-based signal interpretation. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on 1999;46(7):821-829.

(120) De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics 1997;13:135-163.

(121) González-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M. Electromyographic models to assess muscle fatigue. Journal of Electromyography and Kinesiology 2012;22(4):501-512.

(122) Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P. The use of surface ENIG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. Development 1997;34(4):427-439.

(123) Merletti R, Roy S. Myoelectric and mechanical manifestations of muscle fatigue in voluntary contractions. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 1996;24(6):342-353.

(124) Viitasalo JH, Komi PV. Signal characteristics of EMG during fatigue. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1977;37(2):111-121.

(125) Lindstrom L, Magnusson R, Petersen I. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. Electromyography 1970 Nov-Dec;10(4):341-356.

(126) Lindstrom L, Kadefors R, Petersen I. An electromyographic index for localized muscle fatigue. J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol 1977 Oct;43(4):750-754.

(127) Vera-García FJ, Martínez-Gramage J, San Miguel R, Ortiz R, Vilanova P, Salvador E, et al. Efecto del Kinesio taping sobre la respuesta refleja de los músculos bíceps femoral y gemelo externo. Fisioterapia 2010;32(1):4-10.

(128) Gómez-Soriano J, Abián-Vicén J, Aparicio-García C, Ruiz-Lázaro P, Simón-Martínez C, Bravo-Esteban E, et al. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: A double-blind, placebo-controlled crossover trial. Man Ther 2014;19(2):131-136.

(129) Castelein B, Cools A, Bostyn E, Delemarre J, Lemahieu T, Cagnie B. Analysis of scapular muscle EMG activity in patients with idiopathic neck pain: A systematic review. Journal of Electromyography and Kinesiology 2015.

(130) Kamen G, Caldwell GE. Physiology and interpretation of the electromyogram. Journal of Clinical Neurophysiology 1996;13(5):366-384.

(131) Greenwood K, De Nardis R. An assessment of the reliability of measurements made using the Melbourne Protocol and BTE Multi Cervical Unit. Melbourne Whiplash Center 2000.

(132) Esnault M, Danowski R. Stretching: estiramientos de las cadenas musculares. : Elsevier España; 2003.

(133) Pacheco Arajol L, José García Tirado J. Sobre l'aplicació d'estiraments en l'esportista sa i lesionat. Apunts.Medicina de l'Esport 2010 0;45(166):109-125.

(134) Esnault M. Columna vertebral y stretching. : Paidotribo; 2009.

(135) Katalinic OM, Harvey LA, Herbert RD, Moseley AM, Lannin NA, Schurr K. Stretch for the treatment and prevention of contractures. Cochrane Database Syst Rev 2010;9.

(136) Kinser AM, Sands WA, Stone MH. Reliability and validity of a pressure algometer. The Journal of Strength & Conditioning Research 2009;23(1):312.

(137) Gómez Conesa A. Evaluación del dolor. Fisioterapia y calidad de vida 2001;4(3):8-16.

(138) Cael C. Anatomia Funcional. Estructura, función y palpación para terapeutas manuales. 1º ed. España: Ed.Panamericana; 2013.

(139) Fischer AA. Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. Pain 1987 Jul;30(1):115-126.

(140) Burnett A, O'Sullivan P, Caneiro JP, Krug R, Bochmann F, Helgestad GW. An examination of the flexion-relaxation phenomenon in the cervical spine in lumbo-pelvic sitting. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009;19(4):e229-e236.

(141) Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, Witvrouw EE, Stevens VK, De Cuyper HJ. A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. Spine 2001;26(6):E114-E121.

(142) Ekstrom RA, Soderberg GL, Donatelli RA. Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. Journal of Electromyography and Kinesiology 2005;15(4):418-428.

(143) Zanca GG, Oliveira AB, Ansanello W, Barros FC, Mattiello SM. EMG of upper trapezius− Electrode sites and association with clavicular kinematics. Journal of Electromyography and Kinesiology 2014;24(6):868-874.

(144) Netto KJ, Burnett AF. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. WORK: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation 2006;26(2):123-130.

(145) Schulte E, Miltner O, Junker E, Rau G, Disselhorst-Klug C. Upper trapezius muscle conduction velocity during fatigue in subjects with and without work-related muscular disorders: a non-invasive high spatial resolution approach. Eur J Appl Physiol 2006;96(2):194-202.

(146) Aparicio MV. Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación 2005;39(6):255-264.

(147) Chiu TT, Lam T, Hedley AJ. A randomized controlled trial on the efficacy of exercise for patients with chronic neck pain. Spine 2005;30(1):E1-E7.

(148) Naef F, Grace S, Crowley-McHattan Z, Hardy D, McLeod A. The effect of chronic shoulder pain on maximal force of shoulder abduction. J Bodywork Movement Ther 2014.

(149) Camargo PR, Avila MA, Asso NA, Salvini TF. Muscle performance during isokinetic concentric and eccentric abduction in subjects with subacromial impingement syndrome. Eur J Appl Physiol 2010;109(3):389-395.

(150) Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. Am J Sports Med 2003 Jul-Aug;31(4):542-549.

(151) Ylinen J, Nykänen M, Kautiainen H, Häkkinen A. Evaluation of repeatability of pressure algometry on the neck muscles for clinical use. Man Ther 2007;12(2):192-197.

(152) Kapandji I. Fisiologıa articular. El tronco y la columna vertebral, 6a edición, Panamericana Editorial 2012.

(153) Lemos TV, Albino AC, Matheus JP, Barbosa Ade M. The effect of kinesio taping in forward bending of the lumbar spine. J Phys Ther Sci 2014 Sep;26(9):1371-1375.

(154) Nordin M, Frankel VH. Bases biomecanicas del sistema musculoesqueletico / Bases Biomechanical Musculoskeletal System . Margareta Nordin, Victor H. Frankel ed.: Lippincott Williams & Wilkins; 2013.

(155) Soylu AR, Irmak R, Baltacı G. Acute Effects of Kinesiotaping on Muscular Endurance and Fatigue by Using Surface Electromyography Signals of Masseter Muscle. Medicina Sportiva 2011;15(1):13-16.

(156) Gomez-Soriano J, Abian-Vicen J, Aparicio-Garcia C, Ruiz-Lazaro P, Simon-Martinez C, Bravo-Esteban E, et al. The effects of Kinesio taping on muscle tone in healthy subjects: a double-blind, placebo-controlled crossover trial. Man Ther 2014 Apr;19(2):131-136.

(157) Linton SJ. A review of psychological risk factors in back and neck pain. Spine 2000;25(9):1148-1156.

11. ANEXOS

Hoja de registro

Núm: _____

Fecha: _____

Nombre y apellidos:				
Sexo:	Fecha de nacimiento:	Talla:	Peso:	IMC:
Hábito tabáquico: SI / NO		núm de cigarrilos/día:		
Hábito alcohólico: SI / NO tipo:		núm de bebidas/día:		
Consumo de excitantes (té, café, bebidas energéticas…): SI / NO núm./día:				

Trabajo y/o estudio: SI / NO	Tipo de trabajo: sedentario / no sedentario
Horas semanales de trabajo/estudio:	Horas semanales de práctica deportiva:
Tipo de actividad:	
Lateralidad:	

Núm: _____

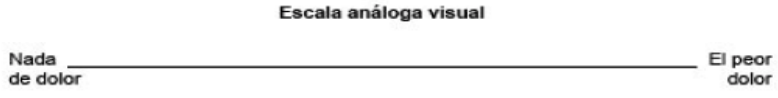
Fecha:_____ __

Sesión: 1 2 3

VALORACIÓN DEL DOLOR: ESCALA VISUAL ANALÓGICA (EVA)

Indicación:

Marque con una línea vertical en el lugar donde siente dolor en este momento, teniendo en cuenta los extremos (a la izquierda nada de dolor y a la derecha mucho dolor):



Valoración con el algómetro

Derecho				
Izquierdo				

Núm: _____

Fecha: _____ __

Sesión: 1

Cuestionario de Salud SF-36

MARQUE UNA SOLA RESPUESTA

1. En general, usted diría que su salud es:

1 Excelente 2 Muy buena 3 Buena 4 Regular 5 Mala

2. ¿Cómo diría que es su salud actual, comparada con la de hace un año?

1 Mucho mejor ahora que hace un año 2 Algo mejor ahora que hace un año

3 Más o menos igual que hace un año 4 Algo peor ahora que hace un año

5 Mucho peor ahora que hace un año

LAS SIGUIENTES PREGUNTAS SE REFIEREN A ACTIVIDADES O COSAS QUE USTED PODRÍA HACER EN UN DÍA NORMAL.

3. Su salud actual, ¿le limita para hacer esfuerzos intensos, tales como correr, levantar objetos pesados, o participar en deportes agotadores?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

4. Su salud actual, ¿le limita para hacer esfuerzos moderados, como mover una mesa, pasar la aspiradora, jugar a los bolos o caminar más de una hora?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

5. Su salud actual, ¿le limita para coger o llevar la bolsa de la compra?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

6. Su salud actual, ¿le limita para subir varios pisos por la escalera?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

7. Su salud actual, ¿le limita para subir un solo piso por la escalera?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

8. Su salud actual, ¿le limita para agacharse o arrodillarse?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

9. Su salud actual, ¿le limita para caminar un kilómetro o más?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

10. Su salud actual, ¿le limita para caminar varias manzanas (varios centenares de metros)?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

11. Su salud actual, ¿le limita para caminar una sola manzana (unos 100 metros)?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

12. Su salud actual, ¿le limita para bañarse o vestirse por sí mismo?

1 Sí, me limita mucho 2 Sí, me limita un poco 3 No, no me limita nada

LAS SIGUIENTES PREGUNTAS SE REFIEREN A PROBLEMAS EN SU TRABAJO O EN SUS ACTIVIDADES COTIDIANAS.

13. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que reducir el tiempo dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?

1 Sí 2 No

14. Durante las 4 últimas semanas, ¿hizo menos de lo que hubiera querido hacer, a causa de su salud física?

1 Sí 2 No

15. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que dejar de hacer algunas tareas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de su salud física?

1 Sí 2 No

16. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo dificultad para hacer su trabajo o sus actividades cotidianas (por ejemplo, le costó más de lo normal), a causa de su salud física?

1 Sí 2 No

17. Durante las 4 últimas semanas, ¿tuvo que reducir el tiempo dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso?

1 Sí 2 No

18. Durante las 4 últimas semanas, ¿hizo menos de lo que hubiera querido hacer, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

1 Sí 2 No

19. Durante las 4 últimas semanas, ¿no hizo su trabajo o sus actividades cotidianas tan cuidadosamente como de costumbre, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

1 Sí 2 No

20. Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto su salud física o los problemas emocionales han dificultado sus actividades sociales habituales con la familia, los amigos, los vecinos u otras personas?

1 Nada 2 Un poco 3 Regular 4 Bastante 5 Mucho

21. ¿Tuvo dolor en alguna parte del cuerpo durante las 4 últimas semanas?

1 No, ninguno 2 Sí, muy poco 3 Sí, un poco 4 Sí, moderado 5 Sí, mucho 6 Sí, muchísimo

22. Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto el dolor le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)?

1 Nada 2 Un poco 3 Regular 4 Bastante 5 Mucho

LAS PREGUNTAS QUE SIGUEN SE REFIEREN A CÓMO SE HA SENTIDO Y CÓMO LE HAN IDO LAS COSAS DURANTE LAS 4 ÚLTIMAS SEMANAS.

EN CADA PREGUNTA RESPONDA LO QUE SE PAREZCA MÁS A CÓMO SE HA SENTIDO USTED.

23. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió lleno de vitalidad?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Muchas veces 4 Algunas veces

5 Sólo alguna vez 6 Nunca

24. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo estuvo muy nervioso?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Muchas veces 4 Algunas veces

5 Sólo alguna vez 6 Nunca

25. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió tan bajo de moral que nada podía animarle?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Muchas veces 4 Algunas veces

5 Sólo alguna vez 6 Nunca

26. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió calmado y tranquilo?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Muchas veces 4 Algunas veces

5 Sólo alguna vez 6 Nunca

27. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo tuvo mucha energía?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Muchas veces 4 Algunas veces

5 Sólo alguna vez 6 Nunca

28. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió desanimado y triste?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Muchas veces 4 Algunas veces

5 Sólo alguna vez 6 Nunca

29. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió agotado?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Muchas veces 4 Algunas veces

5 Sólo alguna vez 6 Nunca

30. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió feliz?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Algunas veces 4 Sólo alguna vez

5 Nunca

31. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió cansado?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Algunas veces 4 Sólo alguna vez

5 Nunca

32. Durante las 4 últimas semanas, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)?

1 Siempre 2 Casi siempre 3 Algunas veces 4 Sólo alguna vez

5 Nunca

POR FAVOR, DIGA SI LE PARECE CIERTA O FALSA CADA UNA DE LAS SIGUIENTES FRASES.

33. Creo que me pongo enfermo más fácilmente que otras personas.

1 Totalmente cierta 2 Bastante cierta 3 No lo sé 4 Bastante falsa

5 Totalmente falsa

34. Estoy tan sano como cualquiera.

1 Totalmente cierta 2 Bastante cierta 3 No lo sé 4 Bastante falsa

5 Totalmente falsa

35. Creo que mi salud va a empeorar.

1 Totalmente cierta 2 Bastante cierta 3 No lo sé 4 Bastante falsa

5 Totalmente falsa

36. Mi salud es excelente.

1 Totalmente cierta 2 Bastante cierta 3 No lo sé 4 Bastante falsa

5 Totalmente falsa

Asignación de puntaje.

Núm: _____

Fecha: _____ __

Sesión: 1 3

Cuestionario NPQ. Cuestionario de dolor cervical.

Este cuestionario va dirigido a conocer como puede afectar el dolor cervical a su vida diaria. Por favor, conteste cada pregunta marcando con una X, ***una sola alternativa****.*

1. - Intensidad del dolor cervical

- No tengo dolor en este momento

- El dolor es leve en este momento

- El dolor es moderado en este momento

- El dolor es severo en este momento

- El dolor es el peor imaginable en este momento

2. - Dolor cervical y sueño

- El dolor no me altera el sueño

- El dolor ocasionalmente me altera el sueño

- El dolor regularmente me altera el sueño

- Duermo menos de 5 horas diarias a causa del dolor

- Duermo menos de 2 horas diarias a causa del dolor

3. - Pinchazos u hormigueos en los brazos por la noche

- No tengo pinchazos u hormigueos por la noche

- Ocasionalmente tengo pinchazos u hormigueos por la noche

- Mi sueño es habitualmente alterado por pinchazos u hormigueos

- A causa de los pinchazos u hormigueos duermo menos de 5 horas diarias

- A causa de los pinchazos u hormigueos duermo menos de 2 horas diarias

4. - Duración de los síntomas

- Mi cuello y brazos los siento normales durante todo el día

- Tengo síntomas en el cuello y brazos cuando me despierto y me duran menos de 1 hora

- Tengo síntomas de forma intermitente durante un tiempo al día de 1-4 horas

- Tengo síntomas de forma intermitente durante un tiempo al día mayor de 4 horas

- Tengo síntomas continuamente todo el día

5. - Coger pesos

- Puedo coger objetos pesados sin que me aumente el dolor

- Puedo coger objetos pesados, pero me aumenta el dolor

- El dolor me impide coger objetos pesados, pero puedo coger objetos de peso medio

- Solo puedo levantar objetos de poco peso

- No puedo levantar ningún peso

6. - Leer y ver la T.V.

- Puedo hacerlo tanto tiempo como quiero

- Puedo hacerlo tanto tiempo como quiero, si estoy en una postura cómoda

- Puedo hacerlo tanto tiempo como quiero, pero me produce aumento del dolor

- El dolor me obliga a dejar de hacerlo más pronto de lo que me gustaría

- El dolor me impide hacerlo

7. - Trabajo

- Puedo hacer mi trabajo habitual sin que aumente el dolor

- Puedo hacer mi trabajo habitual, pero me aumenta el dolor

- Tengo que reducir mi tiempo de trabajo habitual a la mitad por el dolor

- Tengo que reducir mi tiempo de trabajo habitual a la cuarta parte por el dolor

- El dolor me impide trabajar

8. - Actividades sociales.

- Mi vida social es normal y no me produce aumento del dolor

- Mi vida social es normal, pero me aumenta el grado de dolor

- El dolor ha limitado mi vida social, pero todavía soy capaz de salir de casa

- El dolor ha limitado mi vida social ha permanecer en casa

- No tengo vida social por el dolor

9. - Conducir

- Puedo conducir sin molestias

- Puedo conducir, pero con molestias

- El dolor cervical o la rigidez me limita conducir ocasionalmente

- El dolor cervical o la rigidez me limita conducir frecuentemente

- No puedo conducir debido a los síntomas en el cuello

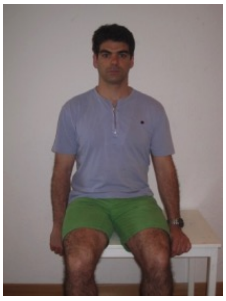
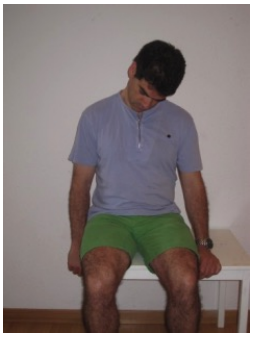
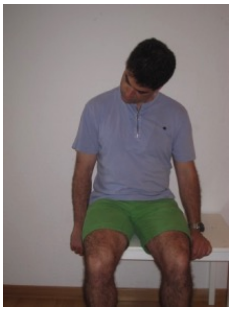
10.- Comparado con la última vez que contestó este cuestionario, su dolor de cuello está:

- Mucho mejor - Algo mejor - Igual - Algo peor

-Mucho peor

PAUTA DE ESTIRAMIENTO EN TENSIÓN ACTIVA DEL TRAPECIO SUPERIOR

El estiramiento muscular lo realizaremos teniendo en cuenta el orden que se indica en los siguientes pasos:

<table>
<tr>
<td>PASO 1. Estaremos sentados y con el brazo del lado que vamos a estirar a lo largo del cuerpo y girado hacia adentro. Recolocaremos nuestro hombro para evitar que quede proyectado hacia delante
  </td>
<td>PASO 2. Bajaremos la cabeza dirigiendo la barbilla hacia el esternón (flexión cervical).
 </td>
</tr>
<tr>
<td>PASO 3. Inclinaremos la cabeza en sentido opuesto al lado que estamos estirando (en la imagen estiramos el trapecio derecho y por ello inclinamos la cabeza hacia la izquierda).
  </td>
<td>PASO 4. Giraremos la cabeza hacia la derecho (lado que estiramos en el ejemplo). Este movimiento es el más difícil ya que no deberemos perder los componentes que hemos conseguido anteriormente en el posicionamiento de nuestra cabeza.
  </td>
</tr>
</table>

El estiramiento finaliza realizando un movimiento de crecimiento con la cabeza y de empuje simétrico con el puño hacia el suelo. La tensión de estiramiento se deberá mantener doce segundos y repetiremos el ejercicio un total de seis veces alternativamente a cada lado.

Marca con una X cuando realices los ejercicios de estiramientos en el siguiente recuadro:

Día	1	2	3	4	5	6	7

Observaciones:

CER Comitè d'Ètica de Recerca | Universitat Internacional de Catalunya

DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL SUBJETO PARTICIPANTE DEL

ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN

Código del protocolo de investigación:
Versión del protocolo:
Fecha de la versión del protocolo:
Fecha de la presentación del protocolo:
Título del Proyecto:

Director/a del Proyecto: Dr. Gil Rodas Font
Investigador/a: Luciana Moizé Arcone
Departamento: Fisioterapia

Hemos solicitado su participación en un estudio de investigación. Antes de decidir si acepta participar, es importante que comprenda los motivos por los cuales se lleva a cabo la investigación: como se utilizará su información, en qué consistirá el estudio y sus posibles beneficios y los posibles riesgos y molestias que pueda comportar.

En caso de participar en algún otro estudio, se debería comunicar al responsable para valorar si pueden participar también en éste.

¿CUÁLES SON LOS ANTECEDENTES Y EL OBJETIVO DE ESTE ESTUDIO?

Desde hace unos años se está utilizando el vendaje neuromuscular (VNM) en la práctica del fisioterapeuta como parte del tratamiento en las distintas patologías del aparato locomotor. Esta técnica también se le conoce como kinesiotape, TNM o medical taping concept.

Se caracteriza por el uso de una venda elástica de algodón, que pretende ser de las mismas características que la piel, se coloca de forma selectiva sobre el músculo o zona a tratar con una tensión determinada en función del efecto que se busca. Tiene la particularidad de ser un material muy resistente al agua y duradero.

La técnica fue creada por Kenzo Kase. Ésta se basa en la premisa de que la función muscular es muy importante en el proceso de curación del cuerpo. Por este motivo pensó en una técnica específica donde tratando al músculo el cuerpo busca la autocuración.

Entre los principales efectos descritos, está la analgesia por disminución de la presión en los receptores nociceptivos y la mejora de la circulación sanguínea y linfática. También describe un efecto a nivel del tono del músculo esquelético, produciendo un aumento o disminución en función de si el vendaje se ha colocado desde el origen hacia la inserción o desde la inserción hacia el origen respectivamente.

El proyecto pretende comprobar los efectos del vendaje neuromuscular descritos anteriormente.

Se realizará el estudio sobre sujetos con sobrecarga muscular. Para valorar su efecto sobre el tono muscular se utilizará un electromiógrafo de superficie (EMG) (MegaWin), también se realizará una valoración de la movilidad cervical y de la fuerza isométrica de la musculatura del de las cervicales. Se colocará el kinesiotaping utilizando la técnica muscular a nivel del músculo trapecio superior. A cada sujeto se le pasará una escala visual del dolor y unos test donde se valorará la funcionalidad de la zona afecta.

Se realizaran dos grupos, grupo control que no se aplicará la venda y grupo experimental que si se aplicará la venda.

A los participantes que estén incluidos en el estudio se les realizará tres sesiones:

El primer día, a los tres días y a los 6 días de la primera visita. Cada día se realizará una valoración de la musculatura y un registro EMG.

Los investigadores del proyecto forman parte del Departamento de Fisioterapia de la Universidad Internacional de Catalunya.

PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO

La decisión sobre participar o no en la investigación les corresponde a ustedes. La participación es libre y voluntaria. En el caso de no querer participar o lo quieren abandonar, la calidad de la asistencia que recibirán no quedará afectada. Si deciden participar, los entregaremos el formulario de consentimiento informado para que lo firmen.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES EFECTOS SECUNDARIOS, RIESGOS Y MOLESTIAS ASOCIADOS A LA PARTICIPACIÓN?

La participación enes te estudio no supone en ningún momento peligro o riesgo para la salud física ni psíquica y no produce ningún efecto secundario.

¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS POR PARTICIPAR?

La participación en este estudio nos servirá para conocer los efectos que tiene el vendaje neuromuscular que tanto se utiliza en las consultas de fisioterapia en los últimos años.

El beneficio inmediato de participar en el estudio es vuestra contribución en el desarrollo ético.

¿COMO SE UTILIZARAN MIS DATOS PARA EL ESTUDIO?

El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de los sujetos participantes en el ensayo se ajustan a lo que dispone la Ley orgánica 15/1999, del 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal.

Estos datos, no incluyen ni el su nombre ni la su dirección, sino que se le asignará un número de código. Únicamente el equipo investigador, tendrá acceso a la clave del código que permite asociar los datos del estudio con usted. No obstante, las autoridades reguladoras, el comité de ética independiente u otras entidades de supervisión podrán revisar sus datos personales. El objetivo de las revisiones mencionadas es garantizar la dirección adecuada del estudio o la calidad de los datos del estudio.

Si retiran el consentimiento de utilizar vuestros datos del estudio, no podrán continuar participando en la investigación. Han de tener en cuenta que los resultados del estudio pueden aparecer publicados en la bibliografía, pero su identificación no será revelada.

¿COMO PUEDO ESTABLECER CONTACTO SI NECESITO OBTENER MÁS INFORMACIÓN?

Mediante la firma de este formulario, asumen que han sido informados de las características del estudio, han entendido la información y se les ha respondido todas sus dudas.

En caso de sufrir un daño relacionado con el estudio o para tener respuesta a cualquier duda que pueda surgir durante la investigación, contacten con:

Sra. Luciana Moizé Arcone

Universitat Internacional de Catalunya

Dirección : C/ Josep Trueta, s/n, 08195, Sant Cugat del Vallès

Nº de teléfono: 93 504 20 00

CONSENTIMENTO INFORMADO

Director/a del Proyecto: Dr. Gil Rodas Font **Investigador/a: Luciana Moizé Arcone** **Departamento: Fisioterapia**

Yo, el Sr./la Sra.:……

- He recibido información verbal sobre el estudio y he leido la información escrita que se adjunta, de la cual he recibido una copia.
- He comprendido lo que se me ha explicado.
- He podido comentar el estudio y hacer preguntas al profesional responsable.
- Doy mi consentimiento para formar parte del estudio y asumo que mi participación es totalmente voluntaria.
- Entiendo que me podré retirar en cualquier momento.
-

Mediante la firma de este formulario de consentimiento informado, doy mi consentimiento para mis datos personales se puedan utilizar tal y como se ha descrito en este consentimiento informado, que se ajusta a lo que dice la Ley orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de caracter personal.

Entiendo que recibiré una copia de este formulario de consentimiento informado.

Firma del Participante	Nombre y Firma Investigador
Fecha de la firma	Fecha de la firma
Núm. de DNI	

El/La investigador/a se ha asegurado que el/la paciente tenga la información exacta de la relación riesgo-beneficio, del hecho de participar en el estudio.

CER Comitè d'Ètica de Recerca | Universitat Internacional de Catalunya

CARTA APROVACIÓ DIRECTA PROJECTE PEL CER

Codi de l'estudi: FIS-2013-01
Versió del protocol:1.0
Data de la versió:12/12/12
Títol:"Estudio de los efectos y aplicaciones del vendaje neuromuscular"

Sant Cugat del Vallès, 15 de gener de 2013

Investigadora: Luciana Moizé Arcone

Títol de l'estudi:"Estudio de los efectos y aplicaciones del vendaje neuromuscular"

Benvolgut(da),

Valorat el projecte presentat, el CER de la Universitat Internacional de Catalunya, considera que, el contingut de la investigació, no implica cap inconvenient relacionat amb la dignitat humana, respecte als animals, ni atempta contra el medi ambient, ni té conflictes econòmics i d'interessos.

Per aquests motius, el Comitè d'Ètica de Recerca, RESOLT FAVORABLEMENT, emetre aquest CERTIFICAT D'APROVACIÓ, per que pugui ser presentat a les instàncies que així ho requereixin.

Em permeto recordar-li que si en el procés d'execució es produís algun canvi significatiu en els seus plantejaments, hauria de ser sotmès novament a la revisió i aprovació del CER.

Atentament,

Dr. Josep Argemí
President CER-UIC

Universitat Internacional de Catalunya

Campus Sant Cugat
Josep Trueta s/n
08195 Sant Cugat del Vallès
Tel. (+34) 935 042 000

Sra. Luciana Moizé Arcone
Llibertat 14, 2n 1a
08339 Vilassar de Dalt - BARCELONA

Benvolguda Sra.

Per la present, li comunico que la Comissió de Doctorat de la UIC, a proposta del Comitè d'Admissió al Període de Recerca del Doctorat en Fisioteràpia, en la seva sessió del 31 de març de 2011 ha acordat nomenar al Dr. Gil Rodas Font (Serveis Mèdics del Futbol Club Barcelona) com a Director de la seva Tesi.

Aprofito l'avinentesa per saludar-la cordialment,

Carls Velilla

Universitat Internacional de Catalunya | Facultat de Medicina i Ciències de la Salut Medicina

Carlos Velilla Giménez
Secretari Acadèmic
Facultat de Medicina i Ciències de la Salut

Sant Cugat del Vallès, 11 d'abril de 2011