

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y

PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

Evaluación ecográfica y funcional de la región lumbopélvica en deportistas con hernia discal lumbar: estudio de casos y controles

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Diego Miñambres Martín

Directores

Dr. Gustavo Plaza Manzano

Dra. Patricia Martín Casas

Madrid

© Diego Miñambres Martín, 2021

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

Evaluación ecográfica y funcional de la región lumbopélvica en deportistas con hernia discal lumbar: estudio de casos y controles

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Diego Miñambres Martin

DIRECTOR

Dr. Gustavo Plaza Manzano
Dra. Patricia Martín Casas

A mi familia y amigos.

AGRADECIMIENTOS

Cuando hace ya unos años tomé la decisión de realizar la tesis doctoral, nunca pensé en el carrusel de emociones que hallaría en este camino y que el aprendizaje trascendería más allá de lo científico, habiéndose convertido en un verdadero crecimiento personal. Un reto así solo puede alcanzarse con ilusión, entrega y responsabilidad. Por ello, es muy difícil poder explicar el significado de haber llegado hasta aquí, de poder escribir estas líneas de agradecimiento a todos aquellos y aquellas, que tanto han influido en mi como profesional, incluso en muchos casos, como persona.

He de reconocer que soy muy afortunado por haberme cruzado con grandes profesionales a lo largo de estos años. Los primeros, mis directores Gustavo y Patricia. Cortas se quedan estas líneas para agradeceros vuestro esfuerzo e implicación en esta investigación. Gracias por vuestra guía y ayuda de estos años. Gracias por hacer de este trabajo, un gran trabajo.

También me gustaría agradecer a todos los profesores, con los que he tenido la suerte de coincidir como alumno y como compañero y que desde el principio despertaron en mí el pensamiento crítico y las cosas bien hechas. Gracias por vuestras ideas, ánimos y apoyo.

Mención especial merecen los profesores Sergio Vázquez y Álvaro Guerrero, fundadores del centro médico y de rehabilitación Premium Madrid. Gracias por todo vuestro apoyo, amistad y confianza a lo largo de estos últimos 13 años. Siempre estaré profundamente agradecido.

Gracias también a todo el equipo de Premium Madrid, especialmente a mi equipo de Implants, por su colaboración generosa y desinteresada en este trabajo. Sin ella no hubiera sido posible.

Por supuesto, gracias de corazón a todos los pacientes que he tenido a lo largo de estos años por depositar en mí su confianza para recuperar la salud. Vosotros sois la razón de estas tesis.

También me siento muy feliz de poder agradecer a mi padres, Ángel y Paloma, el haber inculcado en mí el espíritu del trabajo y la honestidad. También gracias, a mi hermano Víctor, por estar siempre ahí.

Finalmente estas últimas líneas son para dar las gracias a las dos personas que dan luz a mi vida. Regina, mi amor, gracias por tu valentía y fuerza, por estar a mi lado, por dar coherencia y sentido, por dar orden y sosiego, por ser la gran persona, madre y mujer que eres. Te adoro.

Guiomar, mi niña, papá por fin va a acabar el “libro”. Gracias por tu eterna sonrisa, tus besos y tus abrazos. Gracias por tus entradas a la habitación en esos largos días de escritura. Algún día entenderás lo importantes que fueron para mí. Te quiero hija.

ÍNDICES

RESUMEN.....	20
ABSTRACT	24
1 INTRODUCCIÓN.....	29
1.1 DEFINICIÓN Y PREVALENCIA DEL DOLOR LUMBAR Y LA HERNIA DISCAL	30
1.2 ETIOLOGÍA Y CLASIFICACIÓN DEL DOLOR LUMBAR Y LA HERNIA DISCAL	33
1.3 IMPACTO ECONÓMICO DEL DOLOR LUMBAR Y LA HERNIA DISCAL	38
1.4 ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA, DOLOR LUMBAR Y HERNIAS DISCALES	39
1.5 CARACTERÍSTICAS DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA Y ABDOMINAL	41
1.5.1 ESTABILIZADORES PASIVOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL LUMBAR	41
1.5.2 BIOMECÁNICA DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA	45
1.5.3 <i>EL CORE</i>	49
1.5.4 ESTABILIDAD LUMBOPÉLVICA	61
1.5.5 CONTROL MOTOR Y PREVENCIÓN DE LESIONES	64
1.6 VALORACIÓN DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA Y ABDOMINAL	72
1.6.1 HISTORIA CLÍNICA EN FISIOTERAPIA.....	72
1.6.2 LA ECOGRAFÍA EN FISIOTERAPIA	76
1.6.3 PRUEBAS FUNCIONALES	83
2 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	87
3 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	90
4 METODOLOGÍA.....	93
4.1 DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO.....	94
4.1.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	94
4.1.2 PARTICIPANTES	94
4.2 TAMAÑO MUESTRAL	95
4.3 VARIABLES	96
4.3.1 CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS	96

ÍNDICES

4.3.2 CUESTIONARIOS DE SALUD Y ACTIVIDAD FÍSICA.....	96
4.3.3 MEDICIONES ECOGRÁFICAS RUSI.....	97
4.3.4 PRUEBAS FUNCIONALES.....	104
4.4 SESGOS.....	114
4.5 RECOGIDA DE DATOS.....	114
4.6 MÉTODOS ESTADÍSTICOS.....	115
5 RESULTADOS.....	118
5.1 CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS.....	119
5.2 INFLUENCIA DE LA DOMINANCIA DEL MIEMBRO INFERIOR.....	122
5.3 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y LAS MEDICIONES ECOGRÁFICAS Y COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS.....	129
5.4 RELACIÓN ENTRE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y LAS MEDICIONES ECOGRÁFICAS ENTRE GRUPOS.....	134
6 DISCUSIÓN.....	143
6.1 CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS.....	144
6.2. INFLUENCIA DE LA LATERALIDAD Y GRUPO.....	149
6.3. COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y MEDICIONES ECOGRÁFICAS ENTRE GRUPOS.....	152
6.4. RELACIÓN ENTRE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y MEDICIONES ECOGRÁFICAS ENTRE GRUPOS.....	172
6.5. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	180
6.6. IMPLICACIONES CLÍNICAS.....	181
6.7. LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN.....	182
6.8. CONFLICTO DE INTERESES Y FUENTES DE FINANCIACIÓN.....	184
7 CONCLUSIONES.....	186
8 BIBLIOGRAFÍA.....	189
9 ANEXOS.....	225

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

- APA** Ajustes posturales anticipatorios
- APC** Ajustes posturales compensatorios
- ASA** Ajustes de sinergia anticipatoria
- AST** Área de sección transversal
- CM** Centímetros
- CRD** Cuaderno registro de datos
- DF** Dorsiflexión de tobillo
- DIR** Distancia interrectos
- DIV** Disco intervertebral
- DL** Dolor lumbar
- EVA** Escala visual analógica
- GC** Grupo control
- GH** Grupo con dolor lumbar y hernia discal
- GPAQ** Cuestionario mundial sobre actividad física
- IMC** Índice de masa corporal
- METS** Unidad de medida del índice metabólico
- ML** Multifido lumbar
- ODI** Índice de discapacidad de *Oswestry*
- OE** Oblicuo externo
- OI** Oblicuo interno
- PIA** Presión intraabdominal
- RA** Recto anterior del abdomen

ÍNDICES

RM Resonancia magnética nuclear

RMQ Cuestionario de discapacidad lumbar *Roland-Morris*

RUSI *Rehabilitative Ultrasound Imaging*

SEBT *Star Excursion Balance Test*

SNC Sistema nervioso central

TCPM Tejido conectivo perimuscular

TrAb Transverso profundo del abdomen

YBT *Y - Balance Test*

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Músculos del <i>core</i>	50
Tabla 2. Características en función del tipo de músculo	51
Tabla 3. Variables demográficas de los participantes	119
Tabla 4. Variables clínicas en el grupo de dolor lumbar	120
Tabla 5. Resultados del cuestionario de actividad física GPAQ.	121
Tabla 6. Resultados de las pruebas de flexibilidad según dominancia en el grupo control.	122
Tabla 7. Resultados de las pruebas funcionales según dominancia en el grupo control.	123
Tabla 8. Resultados de las mediciones ecográficas en reposo según dominancia en participantes del grupo control.	123
Tabla 9. Resultados de las mediciones ecográficas activas según dominancia en participantes del grupo control.	124
Tabla 10. Resultados de las mediciones ecográficas secundarias según dominancia en participantes del grupo control.	125
Tabla 11. Resultados de las pruebas flexibilidad según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.	126
Tabla 12. Resultados de las pruebas funcionales según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.	126
Tabla 13. Resultados de las mediciones ecográficas en reposo según dominancia en participantes del grupo con dolor lumbar.	127
Tabla 14. Resultados de las mediciones ecográficas activas según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.	128
Tabla 15. Resultados de las mediciones ecográficas secundarias según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.	129
Tabla 16. Resultados de las pruebas de flexibilidad y comparación entre grupos	130

ÍNDICES

Tabla 17. Resultados de las pruebas funcionales y comparación entre grupos.....	131
Tabla 18. Mediciones ecográficas en reposo y comparación entre grupos	132
Tabla 19. Mediciones ecográficas activa y comparación entre grupos.	133
Tabla 20. Medición ecográfica secundaria y comparación entre grupos	134
Tabla 21. Correlaciones entre las pruebas de plancha y el grosor de los músculos abdominales	135
Tabla 22. Correlaciones entre la prueba modificada de <i>Biering-Sørensen</i> y los multífidus en pacientes del grupo de DL.	140

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Clasificación de las lesiones discales	33
Figura 2. Anatomía ósea de la columna vertebral..	42
Figura 3. Anatomía del disco intervertebral	43
Figura 4. Anatomía de los ligamentos de la zona lumbar.	45
Figura 5. Recto anterior del abdomen.	53
Figura 6. Oblicuo externo (A), oblicuo interno (B) y transverso del abdomen (C).	54
Figura 7. Multífido lumbar.	55
Figura 8. Glúteo medio (A) y glúteo menor (B).....	56
Figura 9. Corte Transversal de los músculos y aponeurosis de la pared abdominal.	57
Figura 10. Imagen ecografica del músculo masetero en reposo (A) y durante el cierre mandibular (B).....	79
Figura 11. Mediciones ecográficas del espacio subacromial representado por la distancia entre los dos símbolos de cruz blanca	79
Figura 12. Imagen ecográfica para medir la sección transversal y perímetro circular de los músculos peroneo lateral corto y largo	80
Figura 13. Imagen de ultrasonido de los músculos TrAb, OI y OE.	81
Figura 14. Imagen ecográfica del hemidiafragma derecho mediante sonda convexa en espiración relajada máxima (A) y en inspiración relajada máxima (B).	82
Figura 15. Sistema de ultrasonido DC70 (Mindray).	98
Figura 16. Transductor lineal de 4-13 MHz (sonda de 38 mm).	98
Figura 17. Referencias sonoanatómicas de las imágenes de la región abdominal.	99
Figura 18. Pared abdominal anterior para la medición ecográfica del recto anterior del abdomen y del tejido conectivo perimuscular de la zona.	100
Figura 19 Medición ecográfica de la distancia entre ambos RA del abdomen en la región infraumbilical.	100

ÍNDICES

Figura 20. Pared abdominal anterolateral para las mediciones ecográficas de la musculatura y el tejido conectivo perimuscular.	101
Figura 21. Región lumbar para las mediciones ecográficas del músculo multífido.....	102
Figura 22. Imagen lateral de la cadera donde se muestra la referencia sonoanatómica para la medición del músculo glúteo medio y menor.....	103
Figura 23. Región lateral de la cadera para las mediciones ecográficas del glúteo medio y menor.....	104
Figura 24. Posición para el protocolo de medición de prueba de flexión dorsal de tobillo.	106
Figura 25. Posición para el protocolo de medición de la prueba dedos – suelo.....	107
Figura 26. Posición de calibración y de medición de prueba de elevación de la pierna recta	108
Figura 27. Posición de calibración y medición de la rotación interna de cadera.	109
Figura 28. Indicaciones para la prueba <i>Y – Balance test</i>	110
Figura 29. Realización de la prueba YBT.	111
Figura 30. Prueba de la plancha frontal.....	112
Figura 31. Prueba de la plancha lateral.....	113
Figura 32. Prueba modificada de <i>Biering - Sørensen</i>	114
Figura 33. Correlaciones entre la prueba de plancha frontal y el grosor en activo	136
Figura 34. Correlaciones entre las pruebas de plancha frontal y el grosor en reposo ..	137
Figura 35. Correlaciones entre las pruebas de plancha lateral y el grosor activo.....	138
Figura 36. Correlaciones entre las pruebas de plancha lateral y el grosor en reposo...	139
Figura 37. Correlaciones entre las pruebas de <i>Biering-Sørensen</i> y el grosor activo de los multífidos.....	141

RESUMEN

RESUMEN

INTRODUCCIÓN: El dolor lumbar es una de las afecciones musculoesqueléticas más frecuentes y con mayores tasas de recidiva, especialmente en las personas que practican deporte. Constituye una gran carga socioeconómica para las personas y la sociedad, impactando de manera significativa en los sistemas de salud con unos costes económicos y sociales muy elevados. La hernia discal lumbar y el estado de la musculatura parecen estar relacionadas con el dolor, puesto que un deterioro del disco podría provocar alteraciones en la propiocepción o la fuerza y, en consecuencia, afectar a la funcionalidad y la percepción dolorosa. Una mejor comprensión de los factores potencialmente modificables podría ayudar a los profesionales sanitarios a optimizar los programas terapéuticos y al desarrollo de estrategias preventivas efectivas centradas en la población deportista con dolor lumbar. La valoración ecográfica y funcional podrían ayudar a una mejor evaluación de estos pacientes y la programación de ejercicios específicos.

OBJETIVOS: Estudiar la relación entre las secciones transversales del glúteo medio y menor, el multífido y la musculatura abdominal, evaluadas mediante ecografía, los cuestionarios de actividad física y las pruebas funcionales y comparar los resultados entre deportistas no profesionales con dolor y hernia discal lumbar y un grupo control.

MÉTODOS: Se llevó a cabo un estudio de tipo casos y controles en el que se comparó a un grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal (n=25), con un grupo de deportistas sin dolor lumbar (n=25). Se recogieron datos sociodemográficos así como variables clínicas del dolor, la función y la discapacidad (escala visual analógica, índice de discapacidad de Oswestry y cuestionario de discapacidad lumbar Roland-Morris), variables sobre actividad física y hábitos sedentarios (cuestionario mundial sobre actividad física), variables físicas de flexibilidad (elevación de la pierna recta, prueba dedos – suelo, rotación interna y externa de cadera y flexión dorsal del tobillo), de equilibrio (Y – Balance Test), de fuerza (prueba de plancha frontal, prueba de plancha lateral y prueba modificada de Biering-Sørensen) y variables ecográficas (valores en reposo y activo de la musculatura abdominal, multífida lumbar, glúteo medio y menor y valores del tejido conectivo perimuscular de la región abdominal).

RESUMEN

Se compararon las diferencias entre los grupos mediante la prueba χ^2 y la prueba t de Student. Para determinar la posible correlación entre las variables de ambos grupos, se calcularon los coeficientes de correlación lineal de Pearson y Spearman. Se consideraron diferencias estadísticamente significativas para $P < 0,05$.

RESULTADOS: Los deportistas sin dolor lumbar presentaron un menor comportamiento sedentario ($P < 0,001$) y una mayor actividad física intensa ($P = 0,001$), comparado con el grupo con dolor lumbar. También se observó que los deportistas con dolor lumbar y hernia discal presentaron peores resultados en las pruebas de rotación interna de cadera ($P = 0,026$) y en la prueba dedos - suelo ($P < 0,001$). En la prueba de equilibrio se encontró que en el grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal, la distancia total en el Y – Balance Test ($P = 0,015$), la distancia posteromedial ($P = 0,003$) y la distancia posterolateral ($P = 0,048$) fueron significativamente inferiores a las del grupo control. En las pruebas de fuerza, los tiempos en la prueba de plancha frontal ($P < 0,001$) y en la prueba de plancha lateral ($P = 0,001$) fueron inferiores en el grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal.

En los resultados de las variables de la valoración ecográfica en reposo del abdomen se observó que el recto anterior ($P = 0,001$), el oblicuo externo ($P = 0,004$) y el transverso profundo ($P = 0,034$) presentaron secciones transversales significativamente inferiores en el grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal. En los resultados de las variables de la valoración ecográfica en activo del abdomen se evidenció que el recto anterior ($P < 0,001$), el oblicuo externo ($P = 0,048$), el oblicuo interno ($P = 0,031$) y el transverso profundo ($P = 0,007$) demostraron secciones transversales significativamente inferiores en el grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal. En la valoración ecográfica del tejido conectivo perimuscular se observaron diferencias entre los grupos del estudio, de modo que el grosor del tejido conectivo perimuscular entre la piel y el recto anterior ($P < 0,001$), entre el tejido conectivo perimuscular del recto anterior y las vísceras ($P < 0,001$) y el grosor total del tejido conectivo perimuscular anterior ($P < 0,001$) fueron significativamente superiores en el grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal.

El análisis de la correlación entre las variables en ambos grupos no arrojó resultados significativos, excepto en la correlación positiva entre la prueba de plancha frontal y las secciones transversales en activo del músculo recto anterior ($r = 0,576$, $P < 0,001$), oblicuo

RESUMEN

externo ($r=0,55$, $P<0,001$), oblicuo interno ($r=0,555$, $P<0,001$) y transverso profundo ($r=0,495$, $P<0,001$); entre la prueba de plancha frontal y los grosores en reposo del músculo recto anterior ($r=0,534$, $P<0,001$), oblicuo externo ($r=0,542$, $P<0,001$), oblicuo interno ($r=0,503$, $P<0,001$) y transverso profundo ($r=0,445$, $P=0,001$); entre la prueba de plancha lateral y las secciones transversales en activo del músculo recto anterior ($r=0,560$, $P<0,001$), oblicuo externo ($r=0,397$, $P=0,004$), oblicuo interno ($r=0,458$, $P=0,001$) y transverso profundo ($r=0,421$, $P=0,002$) y entre la prueba de plancha lateral y las secciones transversales en reposo del músculo recto anterior ($r=0,524$, $P<0,001$, oblicuo interno ($r=0,291$, $P=0,04$) y transverso profundo ($r=0,273$, $P=0,042$) en ambos grupos de estudio.

CONCLUSIONES: Los deportistas con dolor lumbar y hernia discal presentaron una menor práctica de actividad física intensa y un mayor comportamiento sedentario, además de peores resultados en las pruebas de flexibilidad, de equilibrio y de fuerza. En las mediciones ecográficas en reposo y en activo, los deportistas con hernia discal y dolor lumbar presentaron inferiores secciones transversales musculares y un tejido conectivo perimuscular de mayor grosor. Tanto en los deportistas con dolor lumbar y hernia discal como en el grupo control, mayores secciones transversales de la musculatura tanto en reposo como en activo se relacionaron con un aumento en los tiempos de las pruebas de plancha frontal y lateral.

PALABRAS CLAVE: Dolor lumbar, hernia discal, ecografía, valoración funcional, deporte.

ABSTRACT

ABSTRACT

ABSTRACT

INTRODUCTION: Low back pain is one of the most common musculoskeletal conditions with one of the highest rates of relapse, especially amongst people that do sports. This means a considerable socioeconomic burden for people as well as society, having a significant impact on all countries health systems, which translates to an exceedingly high economic and social cost. Lumbar herniated disc and the state of the musculature seem to relate to pain, since disc damage could cause alterations in the proprioception or strength, and consequently, affect pain functionality and perception. A better understanding of the potentially adjustable factors could help health professionals optimise therapeutical programs and develop effective preventive treatment strategies, focused on the sportsperson with low back pain. The ultrasonography and functional assessment could contribute to a better evaluation of patients and the scheduling of specific exercises.

OBJETIVES: To study the connection between cross sections from the gluteus medius and minimus, the multifidus and the abdominal musculature, assessed through an ultrasonography, physical activity questionnaires and functional tests, and to compare the results between nonprofessional sportspeople with pain and a lumbar herniated disc, and a control group.

METHODOLOGY: A case and control study were carried out where a group of sportspeople with low back pain and a herniated disc (n=25) was checked against a group of sportspeople with no low back pain (n=25). Socio-demographic data was gathered, as well as clinical variables of pain, function and disability (visual analogue scale, Oswestry disability index and Roland-Morris disability questionnaire), variables on physical activity and sedentary habits (global questionnaire on physical activity), physical variables of flexibility (straight leg raise, finger test ground, internal and external hip rotation and ankle dorsiflexion), of balance (Y – Balance Test), of strength (frontal and lateral plank test and Biering-Sørensen modified test) and ultrasonography variables (in resting and active mode levels of the abdominal musculature, lumbar multifidus, gluteus medius and minimus and levels of the peri muscular connective tissue in the abdominal area).

ABSTRACT

The differences between the groups were compared through the χ^2 test and the t of Student test. To establish the possible correlation between the variables from both groups, the Pearson and Spearman correlation coefficients were calculated. Statistically significant differences were considered for $P < 0,05$.

RESULTS: Sportspeople with no low back pain, presented a less sedentary behaviour ($P < 0,001$) and a more intense physical activity ($P = 0,001$), in comparison to the group with low back pain. It was also observed that sportspeople with low back pain and a herniated disc presented worse results in the internal hip rotation tests ($P = 0,026$) and in the finger test ground ($P < 0,001$). During the balance test it was revealed that in the group of sportspeople with low back pain and a herniated disc the total distance in the Y – Balance Test ($P = 0,015$), the posteromedial distance ($P = 0,003$) and the posterolateral distance ($P = 0,048$) were significantly inferior to those from the control group. During the strength tests, the times of the frontal plank test ($P < 0,001$) and the lateral plank test ($P = 0,001$) were inferior in the group of sportspeople with low back pain and a herniated disc.

In the results of the variables of the ultrasonography assessment of the abdomen in resting mode, it was observed that the rectus femoris muscle ($P = 0,001$), the external oblique muscle ($P = 0,004$) and the transverse abdominal muscle ($P = 0,034$), presented significantly inferior cross sections in the group of sportspeople with low back pain and a herniated disc. In the results of the variables of the ultrasonography assessment of the abdomen in active mode, it was evident that the rectus femoris muscle ($P < 0,001$), the external oblique muscle ($P = 0,048$), the internal oblique muscle ($P = 0,031$) and the transverse abdominal muscle ($P = 0,007$) showed significantly inferior cross sections in the group of sportspeople with low back pain and a herniated disc. In the ultrasonography assessment of the peri muscular connective tissue, differences between the study groups were observed, therefore the thickness of the peri muscular connective tissue between the skin and the rectus femoris muscle ($P < 0,001$), between the peri muscular connective tissue from the rectus femoris muscle and the viscera ($P < 0,001$) and the total thickness of the anterior peri muscular connective tissue ($P < 0,001$) were significantly superior in the group of sportspeople with low back pain and a herniated disc.

ABSTRACT

The analysis of the correlation between the variables in both groups, did not produce significant results, with the exception of the positive correlation between the frontal plank test and the cross sections in active mode of the rectus femoris muscle ($r=0,576$, $P<0,001$), the external oblique muscle ($r=0,55$, $P<0,001$), the internal oblique muscle ($r=0,555$, $P<0,001$) and the transverse abdominal muscle ($r=0,495$, $P<0,001$); between the frontal plank test and the thickness in resting mode of the rectus femoris muscle ($r=0,534$, $P<0,001$), the external oblique muscle ($r=0,542$, $P<0,001$), the internal oblique muscle ($r=0,503$, $P<0,001$) and the transverse abdominal muscle ($r=0,445$, $P=0,001$); between the lateral plank test and the cross sections in active mode of the rectus femoris muscle ($r=0,560$, $P<0,001$), the external oblique muscle ($r=0,397$, $P=0,004$), the internal oblique muscle ($r=0,458$, $P=0,001$) and the transverse abdominal muscle ($r=0,421$, $P=0,002$) and between the lateral plank test and the cross sections in resting mode of the of the rectus femoris muscle ($r=0,524$, $P<0,001$, the internal oblique muscle ($r=0,291$, $P=0,04$) and the transverse abdominal muscle ($r=0,273$, $P=0,042$) in both study groups.

CONCLUSIONS: The sportspeople with low back pain and a herniated disc showed less practise of intense physical activity and more sedentary behaviour, as well as worse results in the flexibility, balance, and strength tests. During the ultrasonography measurements in resting and active modes, the sportspeople with a herniated disc and low back pain presented lower muscle cross sections and thicker peri muscular connective tissue. Bigger musculature cross sections in resting and active modes were linked to an increase of the testing times for the frontal and lateral planks, and this was found in the group of sportspeople with low back pain and a herniated disc as well as in the control group.

KEY WORDS: Low bac pain, herniated disc, ultrasonography, functional assessment, sport.

1 INTRODUCCIÓN

1.1 DEFINICIÓN Y PREVALENCIA DEL DOLOR LUMBAR Y LA HERNIA DISCAL

El dolor de espalda, especialmente el dolor lumbar (DL), es una afección común en la población general ¹ y supone el principal motivo de limitación de actividad y de bajas laborales en gran parte del mundo, lo que constituye una gran carga socioeconómica para las personas y la sociedad ²⁻⁷. Cabe destacar que en apenas 30 años, el DL estaba en el puesto 105 de 136 de las enfermedades más importantes a nivel mundial ⁸, mientras que ahora es la causa más importante de discapacidad a nivel mundial, lo que la sitúa a la cabeza de otras 290 afecciones ⁹.

Prueba de ello, es que es el segundo motivo de atención en salud en los países desarrollados ¹⁰. Se estima que aproximadamente en torno a un 4 % de las personas atendidas en atención primaria son debidas al DL, siendo en España más del 30 %. Asimismo, es la tercera causa de intervención quirúrgica, la quinta en frecuencia de ingresos hospitalarios y la tercera en cronicidad después de las enfermedades respiratorias y traumatismos. Solamente la gripe común genera mayor demanda en atención médica ¹¹.

El DL está considerado como el motivo más importante de limitación de la actividad en personas de menos de 45 años, y la patología musculoesquelética predominante en mayores de 65 años ¹². La historia natural de las personas con DL es mejorar en menos de 6 semanas, aunque en un 7 % de pacientes persistirá más de 6 meses y casi una tercera parte de las personas que buscan tratamiento, tendrán dolor moderado persistente durante el año posterior a un episodio agudo. Precisamente, más del 80 % de todos los gastos de atención médica en DL pueden atribuirse a este grupo de DL crónico. El mayor predictor de DL es un episodio previo de DL, pues la probabilidad de recaídas es muy alta en los siguientes doce meses, siendo esta de hasta un 60 %. Por todo ello, el DL se considera recurrente y episódico ¹³.

La asociación internacional para el estudio del dolor describe distintas formas de dolor en la región lumbar: DL, dolor pélvico o dolor lumbopélvico. Estas definiciones hacen referencia explícitamente al dolor percibido en la región lumbar y sacra de la columna vertebral. Todas ellas describen la región anatómica delimitada cranealmente por una línea transversa que pasa a través de la apófisis espinosa de la duodécima vértebra

INTRODUCCIÓN

dorsal, caudalmente por una línea transversa que pasa a través de la región sacrococcígea y lateralmente por las líneas verticales tangenciales a los contornos laterales del erector espinal, continuando con las líneas imaginarias que pasan a través de las espinas ilíacas posterosuperiores y posteroinferiores ¹⁴.

El dolor se describe, a menudo, como una sensación sorda y profunda de difícil localización en la región lumbar y suele empeorar en posición de sedestación, especialmente si es prolongada en el tiempo, en el movimiento de flexión lumbar, en rotación y en la maniobra de Valsalva (tos) ¹⁵.

La guía europea COST B13, publicada en el año 2006, puntualizó estas definiciones más clásicas y propuso la siguiente definición para el DL: “Dolor y/o molestia, delimitados entre borde inferior de las costillas y el margen inferior de las nalgas, con una intensidad que varía según las posturas y la actividad física, y que se acompaña de limitación dolorosa del movimiento, con o sin dolor referido o irradiado” ¹⁶.

En España, los datos epidemiológicos sobre la prevalencia de DL en la población en general, están reflejados en una investigación promovida por el Grupo de Estudio EPISER ¹⁷. En este estudio se muestra que la prevalencia del DL puntual en la población española adulta (mayor de 20 años) es del 14,8 %. Por sexos, la prevalencia de lumbalgia puntual es algo mayor en mujeres, siendo del 17,8 % para estas y del 11,3 % para los hombres ¹⁸.

Del mismo modo, la prevalencia fue mayor en los países con ingresos económicos altos, en comparación con los países de ingresos medios o bajos, no habiendo diferencias en la prevalencia entre las zonas rurales y urbanas. Cabe destacar la relación positiva entre el índice de desarrollo humano de un país y la frecuencia media general del DL ¹⁹.

Una de las estructuras más relevantes a nivel del DL, es el disco intervertebral (DIV). Los DIV son las estructuras anatómicas que se encuentran entre los cuerpos vertebrales, enlazándolos entre sí ²⁰. Son las articulaciones principales de la columna vertebral y ocupan la tercera parte de su volumen. Su función principal es mecánica, puesto que continuamente transmiten cargas que surgen del peso corporal y la actividad muscular a lo largo de la columna vertebral, lo que permite la flexión, la extensión y la rotación ^{21,22}.

INTRODUCCIÓN

Hay que destacar que degeneración del disco no es igual envejecimiento de este. La degeneración involucra defectos estructurales patobiológicos, que son distintos de los cambios asociados con la edad. El DL puede tener su origen en un proceso degenerativo o en un desplazamiento en el DIV, sin embargo, no todos los discos dañados o degenerados causan dolor, puesto que las anomalías de disco se observan comúnmente en resonancias magnéticas de individuos asintomáticos ²³. La progresión de la degeneración del disco puede clasificarse adicionalmente de la siguiente manera ²⁰:

- Grado 0: Núcleo normal sin desprendimiento.

- Grado 1: Leve desgarro confinado a la región interna del anillo fibroso. En este grado, la fisura se hace visible, extendiéndose desde el núcleo radialmente hasta el tercio interno del anillo fibroso.

- Grado 2: El desgarro anular interrumpe completamente la arquitectura del disco, pero no afecta el contorno exterior del anillo. Aunque todo el anillo está desorganizado, no hay efecto compresivo sobre la raíz nerviosa correspondiente.

- Grado 3: Desgarro completo del anillo con deformación del contorno de la parte posterior de este. La presencia de una protusión del disco y / o hernia de disco también se incluye en este grado. Esto indica que las fibras nerviosas en el anillo posterior pueden ser un fuerte desencadenante de DL y ciática.

- Grado 4: Es una forma más seria del desgarro de grado 3. Para calificar como un desgarro de grado 4, la extensión debe abarcar más de 30 grados de la circunferencia del disco. Patológicamente, esto representa la fusión de un desgarro radial de espesor completo con un desgarro anular concéntrico.

- Grado 5: Incluye un desgarro radial de grado 3 o grado 4 que ha roto por completo las capas externas del disco y pierde material de contraste del disco hacia el espacio epidural.

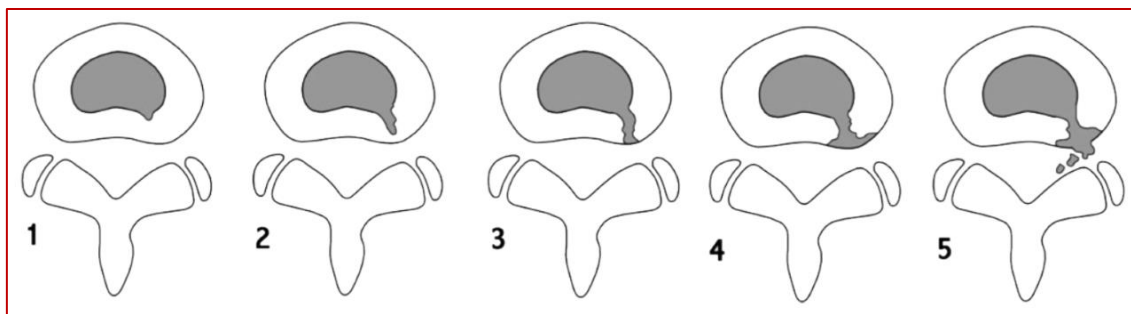


Figura 1. Clasificación de las lesiones discales Fuente: Adaptado de Prithvi et al. 2008 ²⁰.

Por ello, se define como hernia discal aquel desplazamiento de material discal fuera de los límites del espacio intervertebral o como la excursión del núcleo pulposo al canal medular, pudiendo producir compresión de las raíces nerviosas ²⁴.

La radiculopatía se puede definir como todo el complejo de síntomas que pueden surgir de la patología de la raíz nerviosa; estos incluyen anestesia, parestesia, hipoestesia, pérdida motora y dolor, mientras que el dolor neuropático se puede definir como un síntoma único (dolor) que puede surgir de una o más raíces nerviosas espinales ^{25,26}.

Por otro lado, el dolor radicular o neuropático no se asocia siempre con signos neurológicos (hipoestesia o anestesia, pérdida de propiocepción, debilidad muscular y/o parestesias) y se provoca por la inflamación de las raíces nerviosas. En el dolor radicular puede aparecer DL, pero su característica principal es que el dolor en el miembro inferior es más importante que el propio dolor en la región lumbar ²⁷.

Por este motivo, es importante diferenciar entre distintas fuentes de dolor irradiado en las piernas para hacer un diagnóstico apropiado e identificar la patología subyacente y comprender que la radiculopatía o ciática no es lo mismo que dolor neuropático. La radiculopatía y el dolor neuropático ocurren comúnmente juntos, pero la radiculopatía puede aparecer en ausencia de dolor y el dolor radicular puede ocurrir en ausencia de radiculopatía ^{28,29}.

1.2 ETIOLOGÍA Y CLASIFICACIÓN DEL DOLOR LUMBAR Y LA HERNIA DISCAL

Sobre los factores etiológicos que originan el DL, tanto agudo como crónico, se ha detectado que las alteraciones de las diferentes estructuras que componen la columna

INTRODUCCIÓN

vertebral pueden ser el principal motivo, como consecuencia a múltiples circunstancias como, golpes o caídas, malas posturas, debilidad muscular o sobrecarga mecánica entre otros ³⁰.

Por otra parte, la inervación visceral y somática tiene una convergencia funcional en la columna vertebral y en consecuencia, el estado de un órgano puede influir en el estado del tejido somático ³¹, por lo que el estado de las vísceras abdominales y pélvicas podría interferir con la inervación visceral que proviene de las regiones torácica y lumbar a través del sistema nervioso simpático y ser un factor etiológico de DL ³². En cuanto a su duración, el DL generalmente se clasifica en tres subtipos: DL agudo, subagudo y crónico. El DL agudo es un episodio cuya duración es inferior a seis semanas, DL subagudo entre seis y doce semanas y DL crónico cura con una duración de doce semanas o más ¹⁶. Por otro lado la Asociación internacional para el estudio del dolor ³³, de acuerdo al recorrido y al patrón de dolor, distingue entre el DL local, el dolor referido y el dolor irradiado. La lumbalgia local se origina en el margen inferior de la espalda o glúteos y provoca dolor a la palpación y a la presión en dicha región. La lumbalgia referida debuta en la zona lumbar y se desarrolla desde la región glútea hasta la cara posterior del muslo, aunque en contadas ocasiones, puede llegar a la cara posterior de la pierna, en una o ambos miembros inferiores, sin seguir un dermatoma concreto. Por último, la lumbalgia irradiada (ciática) sigue el recorrido de la raíz nerviosa afectada, donde el dolor se concentra con mayor probabilidad y con mayor intensidad por debajo de la rodilla, en la zona del dermatoma. Aunque es controvertido, el origen suele ser la compresión de la raíz por el DIV herniado o por la degeneración de las estructuras óseas adyacentes, con el consiguiente deterioro del entramado vascular y bioquímicas, lo cual modifica la constitución de dicha raíz.

Los síntomas o criterios clínicos propuestos para categorizar una ciática proponen una duración de los síntomas superior a cuatro semanas; dolor unilateral en la pierna que se irradia debajo de la rodilla, dolor en las piernas elevado o peor que el dolor de espalda, prueba de elevación de la pierna recta positiva y/o pérdida de sensibilidad en un dermatoma y no dolor en la pierna contralateral debajo del margen glúteo ³⁴.

En cualquier caso, la ciática se diagnostica principalmente por la historia médica y por la exploración física del paciente. En general, si un paciente informa del dolor típico

INTRODUCCIÓN

de radiación en una pierna, combinado con un resultado positivo en una o más pruebas neurológicas (prueba de *Lasègue*) que indican tensión nerviosa o déficit neurológico, el diagnóstico de ciática parece justificado ³⁵. Hasta el 90 % de las ciáticas podría estar provocada por la compresión nerviosa por una hernia discal ^{36,37} aunque la radiculopatía lumbar también puede ser causada por estenosis lumbar, tumores (con menos frecuencia) enfermedades subyacentes, como infecciones y estenosis del receso lateral y radiculitis ³⁸.

Para el dolor discogénico, los síntomas y criterios clínicos propuestos son dolor en la línea media con márgenes mal definidos, pues puede dar dolor en la región glútea pero no suele sobrepasar la rodilla y la existencia de una dirección de preferencia y actitud antiálgica, la cual puede ir acompañada de reacciones neurovegetativas y una intensidad alta/muy alta de dolor. Los síntomas empeoran sentado, con la tos y estornudos y se agrava por la flexión anterior del tronco. El paciente suele recordar un desencadenante de flexión/rotación y/o compresión ³⁹.

Se considera, además, que en pacientes menores de 50 años, el DIV es la razón más habitual de DL, mientras que pasados los 50 años, el dolor radicular a menudo es causado por cambios degenerativos en la columna vertebral (estenosis del agujero intervertebral) ⁴⁰. No obstante, la aparición del DL y/o la hernia parece ser consecuencia de la unión de varios de estos factores, pues aproximadamente un tercio de las personas con un episodio agudo no recuerdan un desencadenante ⁴¹.

Respecto a las causas de ciática, cualquier condición que pueda impactar estructuralmente o comprimir el nervio ciático puede causar síntomas sensoriales. La causa más común de ciática es un DIV lumbar herniado o protruido. En la población de edad avanzada, la estenosis espinal lumbar también puede causar estos síntomas. La espondilolistesis o una desalineación relativa de una vértebra en relación con otra también pueden provocar síntomas ciáticos; además, el espasmo y/o inflamación muscular lumbar o pélvica puede afectar una raíz nerviosa lumbar o sacra que causa síntomas ciáticos. Una masa espinal o paraespinal que incluye malignidad, hematoma epidural o absceso epidural también puede causar un efecto similar a la masa y síntomas de ciática ⁴².

Igualmente, son factores de riesgo para la radiculopatía aquellas actividades que colocan una carga excesiva o repetitiva en la columna vertebral. Las personas que se

INTRODUCCIÓN

vean involucrados en trabajos pesados o deportes de contacto son más propensos a desarrollar radiculopatía que aquellos con un modo de vida más sedentario ⁴³. A pesar de esto, el grado de compresión neural no se correlaciona con los síntomas o la recuperación ^{44,45}, ya que la compresión de la raíz nerviosa se ve comúnmente en poblaciones asintomáticas ⁴⁶. Por otro lado, se ha observado dolor radicular sin compresión y sin embargo, los síntomas pueden persistir ^{47,48}. Igualmente dentro de esta complejidad, la historia natural de la ciática, generalmente, tiene un pronóstico favorable, con estimaciones del 60 % que logran un buen resultado en 3 meses y en torno al 55 % - 70 % en un 1 año ²⁶. Cabe resaltar que, en contra del pensamiento popular, el clima no afecta el DL ni aumenta el riesgo de un nuevo episodio ni empeora los episodios establecidos ⁴⁹.

- Pruebas de imagen en el dolor lumbar y la hernia discal

Cuando el DL permanece más de 6 semanas, no mejora con el tratamiento o se identifica patología severa (signos de alarma) en la exploración, es preciso solicitar un estudio analítico y/o pruebas de imagen ⁵⁰. De cara a la prescripción de estas pruebas de imagen, y teniendo en cuenta que, en la mayoría de las personas con DL sin signos de alarma, realizar convenientemente la anamnesis y la exploración física es suficiente para elaborar un diagnóstico preciso ^{51,52}. Por ello, la petición de estas pruebas complementarias, debe estar condicionada por los síntomas relevantes y la duda clínica derivada de la exploración física y la anamnesis y, en ningún caso, deben sustituir a estas, puesto que con frecuencia y, aunque se pueden encontrar descubrimientos que pueden tener valor clínico en función de la sospecha diagnóstica, estas pruebas aumentan el coste del tratamiento y exponen al paciente a daños innecesarios, sin que esto, además, suponga una mejoría en el resultado clínico ^{53,54}.

Las pruebas complementarias más comunes en el diagnóstico del DL son las pruebas de imagen y electromiografía. En lo relativo a las técnicas de imagen, las más frecuentes son: la radiografía simple, la tomografía axial computarizada y la resonancia magnética nuclear (RM) ⁵⁵. En la radiografía simple, a menudo se observan cambios degenerativos en la columna lumbar, los cuales se asocian con la edad y puesto que se encuentran en personas sintomáticas y asintomáticas, no se puede determinar una relación entre estos hallazgos y la presencia de síntomas ^{56,57}. La tomografía axial computarizada, al igual que

INTRODUCCIÓN

la RM, se deben requerir si existe sospecha de patología visceral que pudiera explicar la sintomatología, a pesar de que en la radiografía simple no existieran alteraciones ⁵⁸. En este sentido, la RM se ha convertido en la técnica de preferencia para examinar la patología de la columna, la cual ha reemplazado casi por completo a la tomografía axial computarizada en el estudio por imagen de la degeneración del DIV, en traumatismos, en infecciones, en tumores y en enfermedades de la médula espinal ⁵⁵.

Por último, la prueba denominada discografía es la única prueba que con cierta fiabilidad puede distinguir el dolor de origen discogénico de otras fuentes de DL, dado que posee una especificidad y una sensibilidad relativamente altas, aunque también tiene una alta tasa de falsos positivos. Además, existe un alto riesgo de aceleración en la degeneración del disco y aparición de hernia de disco en pacientes después de la discografía, por lo que esta prueba no es recomendable como procedimiento de diagnóstico. Por ello, el uso de la discografía debe limitarse a pacientes que estén pendientes de cirugía. Actualmente, no existen métodos de diagnóstico estándar para el dolor discogénico ⁵⁹.

En resumen, si bien la radiología y las imágenes están influyendo en el manejo del paciente y en la toma de decisiones de tratamiento, su uso sin justificación clínica es perjudicial, ya que contribuye significativamente a aumentar la ansiedad del paciente ⁶⁰. Por ello, la prescripción de pruebas de imagen a pacientes con DL agudo sin signos de alarma no está justificado, puesto que no supone la disminución del uso de recursos sanitarios, ni del dolor, ni de la discapacidad a largo plazo, y solo parece producir un mayor grado de satisfacción del paciente ⁶¹.

No obstante, el historial clínico, la anamnesis y la exploración física son los puntos iniciales importantes para determinar qué afecciones pueden estar causando los síntomas del paciente y para formular un diagnóstico diferencial. Si tras ello existe sospecha de radiculopatía, la técnica más solicitada es la electromiografía ⁶²⁻⁶⁵. Esta prueba consiste en realizar un examen neuromuscular enfocado en evaluar la fuerza, los reflejos y la sensibilidad en el miembro afectado y en el miembro contralateral ⁶⁵. Los primeros estudios neurofisiológicos deben realizarse entre las tres semanas y los seis meses del inicio de la sintomatología, en aquellas personas con lumbociática subaguda o crónica, ⁶²

INTRODUCCIÓN

y teniendo en cuenta que la realización de un electromiograma para radiculopatía representa una prueba de alta especificidad, pero baja sensibilidad ⁶⁶.

En cualquier caso, para conocimiento del equipo investigador, no se ha encontrado evidencia científica sobre que los estudios electromiográficos aporten información que cambie el tratamiento conservador que debe llevarse a cabo en personas con DL agudo, DL subagudo o crónico y ciática, por lo que los estos estudios deben realizarse cuando sus hallazgos supongan modificaciones en el tratamiento, en la valoración previa a la cirugía y para concretar el nivel de la lesión, de manera que aporten información sobre el pronóstico ⁶²⁻⁶⁵.

1.3 IMPACTO ECONÓMICO DEL DOLOR LUMBAR Y LA HERNIA DISCAL

Desde los años 90, en los países industrializados, la discapacidad provocada por el DL se ha convertido en un problema de gran relevancia. La verdadera trascendencia de las lumbalgias no está en su incidencia, sino en su impacto a nivel laboral o deportivo y en los costes de las incapacidades ocasionadas ^{12,67,68}, siendo concretamente en España, de unos 66 millones de euros aproximadamente ¹⁷.

En cuanto a términos económicos se refiere, el DL y la ciática suponen una carga significativa para las personas y los sistemas de salud, y los costes sociales por sí solos pueden superar los quince billones de libras a nivel mundial ⁶⁹, aunque hasta la fecha hay evidencia limitada tanto del impacto económico de la ciática en costes directos e indirectos como en la relación coste-eficacia ⁷⁰. Así, se ha estimado que los costes sociales de la ciática suponen aproximadamente el 13% de las cifras generales relacionadas con el DL ⁷¹.

A nivel internacional, los estudios que informaron sobre datos acerca de la carga económica del DL, indican que es muy grande y que, además, parece estar creciendo ⁷². No obstante, se establece que las estimaciones de los costes totales, tanto directos (atención en salud) como indirectos (disminución de productividad laboral y domestica) entre diferentes países es difícil de calcular, siendo incluso difícil la estimación de los costes para el mismo país y año, pues los resultados varían en función de la metodología del estudio.

INTRODUCCIÓN

Respecto al impacto económico de las lesiones deportivas estas presentan dos aspectos: los beneficios para la salud vinculados con un estilo de vida físicamente activo y lo relacionado con el riesgo de lesión y la lesión en si misma ^{73,74}.

Del mismo modo que el dolor en la población general, la lesión deportiva, tiene costes directos e indirectos, los cuales están entre los indicadores más importantes de la gravedad de esta. En general, el coste directo de una lesión se calcula considerando el precio del uso de recursos de atención médica para prevenir, detectar y tratar la lesión y sus complicaciones. Para calcular este tipo de coste, se necesitan datos sobre la utilización de la atención médica y sus costos, como la permanencia en el hospital por una lesión específica y el costo por día de esa lesión. Por otro lado, los costes indirectos indican el absentismo laboral o la pérdida de actividad deportiva en la economía como consecuencia de la lesión ⁷⁵. Por estos motivos, no hay estimaciones completas y comparables a nivel europeo disponibles. En la práctica, solo el número estimado de días de tratamientos puede usarse como indicador de coste. Igualmente, solo se proporciona una estimación de la carga económica si se dispone de información sobre los costes de un día en el hospital ⁷⁶.

En cuanto al impacto económico del DL y/o la ciática en el deporte no profesional, hasta la fecha y para el conocimiento del equipo investigador, no se han descrito los gastos directos o indirectos derivados de esta patología en particular. Esto dificulta el desarrollo de estrategias preventivas efectivas centradas en esta población, ya que los datos disponibles únicamente sugieren que los corredores inexpertos tienen un mayor riesgo de lesiones en comparación con los corredores experimentados ⁷⁷.

1.4 ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTIVA, DOLOR LUMBAR Y HERNIAS DISCALES

Desde hace tiempo se reconoce que la práctica de actividad física de forma regular es beneficiosa para la salud. Sin embargo, el aumento de la carga requerida en el sistema musculoesquelético para mantener el rendimiento y los resultados en el deporte, tanto en los entrenamientos como en las competiciones, se asocia con un proceso fisiológico de adaptación que debe procurar que la sobreexcitación mecánica de los tejidos no derive en forma de dolor y disfunción ⁷⁸. Es por ello que una gran cantidad de deportistas corren un mayor riesgo de sufrir DL que la población no deportista ⁷⁹. Sin embargo, no queda claro

INTRODUCCIÓN

si la lesión del disco lumbar se correlaciona con una mayor tasa de DL ²³. Los deportes de contacto, como el rugby o el hockey, reportan mayores tasas de hernias discales lumbares que deportes en los que no hay contacto ⁸⁰, aunque se considera que el principal factor de lesión discal son las cargas repetitivas y tensiones sobre la columna durante la acción deportiva, por lo que pueden aparecer en cualquier deporte ^{81,82}.

Por su parte, Trompeter et al. ¹, reportaron que los deportistas tienen entre un 1 – 94 % de posibilidades de tener DL a lo largo de su vida cuya duración de más un año está entre el 22 - 66 %, donde además indica que la mayor prevalencia está en el remo y esquí de fondo. La prevalencia de tener DL de manera puntual fue del 18 - 65 % (prevalencia más baja en el baloncesto y la mayor prevalencia en el remo).

Asimismo, la relación entre DL y actividad física también ha sido estudiada ^{83,84}, existiendo una mayor tasa de DL en aquellas personas que tienen hábitos sedentarios y en aquellos que tienen una actividad deportiva muy intensa, donde el DL es el trastorno musculoesquelético que produce la tasa más alta de discapacidad en comparación con otros ⁸⁵. La alta prevalencia de DL se ha investigado entre diferentes deportes; la tasa general es de alrededor del 60 % entre jugadores de fútbol y hockey y patinadores de velocidad ⁸⁶. Es posible que diferentes deportes con posturas específicas puedan poner una carga excesiva en la columna lumbar, como movimientos de alta presión en el fútbol y el baloncesto ^{87,88} o los giros y aterrizajes en gimnasia ⁸⁹. En el sur de los Estados Unidos de América, la prevalencia de DL en deportistas no profesionales está estimada en un máximo del 13.6 % ⁹⁰.

Cuando se habla de ciática, y en lo que a deporte no profesional se refiere, Shiri et al. ⁹¹, sugieren que un nivel moderado e intenso de actividad física durante el tiempo de ocio, más de cuatro horas a la semana, puede tener un efecto protector moderado contra el desarrollo del dolor radicular lumbar. Aunque se ha llegado a la conclusión de que gran parte de los deportistas profesionales se exponen a una mayor probabilidad de sufrir una lesión que un deportista no profesional ^{92,93}, estudios posteriores ⁹⁴ aseguran que la prevalencia de lesiones en los deportistas profesionales es superior durante las competiciones, pero inferior durante los entrenamientos, al compararlos con deportistas aficionados. En deportistas no profesionales, conocer el estado de salud e identificar

INTRODUCCIÓN

factores y marcadores de riesgo podría ayudar a implementar medidas para evitar la aparición de patología lumbar.

1.5 CARACTERÍSTICAS DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA Y ABDOMINAL

1.5.1 ESTABILIZADORES PASIVOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL LUMBAR

- Anatomía ósea de la columna vertebral

La columna lumbar está formada por cinco vertebras reniformes (eje mayor transversal) cuya alineación da lugar a una curvatura de concavidad posterior conocida como lordosis lumbar. Esta curvatura confiere a la región una mayor resistencia a las fuerzas de compresión axial frente a una arquitectura longilínea y es determinante en la prevención de lesiones de la zona ⁹⁵. El raquis lumbar es la zona de la columna vertebral que se ve forzada a tolerar más peso, por los miembros superiores y el tronco, y porque, además, debe transmitir la fuerza desde la parte inferior durante las acciones deportivas y las actividades de la vida diaria, siendo por este motivo por el que es la región de la columna que presenta las mayores dimensiones ⁹⁶.

Las apófisis articulares de la región lumbar, llamadas articulaciones facetarias o zigapofisarias, son de tipo trocoide y están dispuestas en un plano prácticamente sagital en L1. Estas toman una orientación levemente frontal a media que desciende el nivel lumbar. Además, presentan una dirección hacia afuera y atrás, donde las superiores son cóncavas y las inferiores convexas. Cada articulación está rodeada por una cápsula articular de tejido conjuntivo que da lugar al espacio sinovial ⁹⁵.

A nivel funcional se puede dividir en una parte anterior, con una función estática, compuesta por los cuerpos vertebrales, los DIV y los ligamentos común anterior y posterior; y en una parte posterior, con una función dinámica, compuesta por los arcos vertebrales, articulaciones intervertebrales y las apófisis transversas y espinosas con sus respectivos ligamentos ⁹⁷.

Los segmentos más dañados en DL y deporte, son los niveles L4 y L5 por la pérdida de la curvatura fisiológica (rectificación de la lordosis lumbar), como consecuencia carga repetitiva y falta de estabilidad del sistema muscular, ligamentoso y fascial, lo que

INTRODUCCIÓN

aumenta la compresión, torsión y cizallamiento sobre los discos de esta zona en particular, provocando su degeneración ⁹⁸.

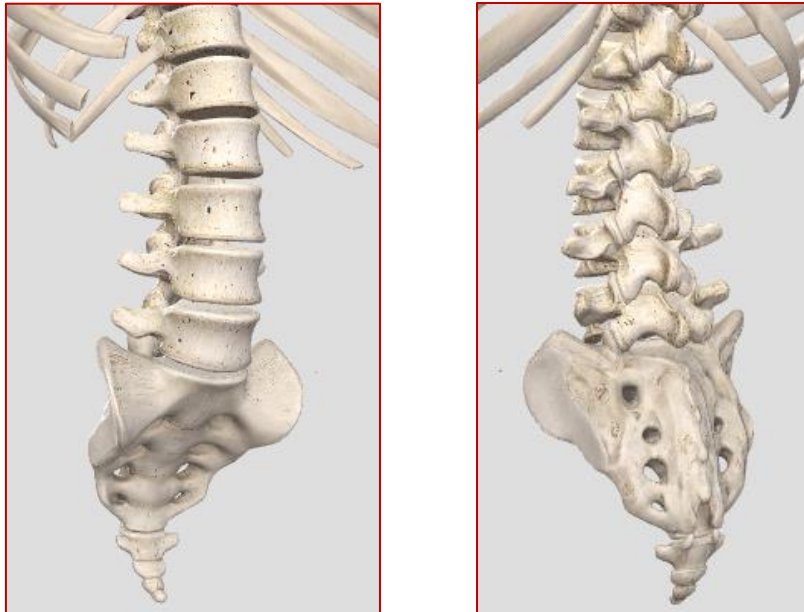


Figura 2. Anatomía ósea de la columna vertebral. Fuente: Complete Anatomy 2020 ⁹⁹.

- Anatomía del disco intervertebral

El DIV es un elemento clave en la arquitectura y la función de la columna vertebral. Se encuentra entre los dos cuerpos vertebrales contiguos, donde forma una anfiartrosis entre los platillos vertebrales superior e inferior. El DIV y los cuerpos vertebrales, constituyen parte del pilar anterior del raquis, cuya labor más importante es la de dispersar y atenuar las fuerzas de compresión que sufre la columna, además de colaborar en el movimiento de las vértebras. Se estima que en torno al 80 % de la carga de las vértebras recae sobre el DIV, incurriendo el 20 % restante sobre las estructuras del pilar posterior ⁹⁵.

El DIV está constituido por tres regiones: el anillo fibroso, el núcleo pulposo y las placas terminales. El anillo fibroso está compuesto por haces de colágeno tipo I dispuestos en múltiples capas oblicuas llamadas laminillas; este constituye la zona periférica del disco y ofrece absorción de impactos, lo que permite la dispersión de fuerzas axiales y torsionales en cada nivel a través de la columna. El anillo es más grueso en la parte anterior que en la superior, por lo que las hernias y los desgarros son más comunes en la

INTRODUCCIÓN

parte posterior. Por otro lado, el núcleo pulposus está compuesto por delgadas láminas fibrosas, lo que le da una textura blanda y gelatinosa; este se encuentra encerrado en el interior del anillo fibroso. El alto contenido de glucosaminoglicanos aniónicos de esta red confiere al núcleo pulposus sus propiedades osmóticas, que le permiten resistir la compresión. Finalmente, las placas terminales de los cuerpos vertebrales, situadas superior e inferiormente al disco, son láminas de un milímetro de espesor compuesta de cartílago hialino ⁹⁵.

El DIV se encuentra inervado por el nervio sinuvertebral y por fibras de la cadena simpática, donde la concentración de fibras más alta ocurre en el tercio distal del anillo fibroso ¹⁵. Con respecto a la vascularización, los discos intervertebrales son relativamente avasculares, y el núcleo y el anillo interno son abastecidos por capilares que surgen en los cuerpos vertebrales y terminan en la unión hueso-disco. Los nutrientes y las moléculas pequeñas, como la glucosa y el oxígeno, llegan a las células del disco por difusión. Además, solo la porción más externa del anillo está vascularizada. Como resultado, los discos intervertebrales tienen una capacidad muy limitada para curarse de una lesión y, como resultado, el proceso de curación se ve superado por cambios degenerativos ¹⁰⁰. En cuanto a las posiciones más lesivas para el disco por la sobrepresión que deben soportar, se han señalado las posturas de sedestación con inclinación hacia delante y sedestación erguida como las más elevadas y las posiciones en decúbito, sobre todo en decúbito supino, las más suaves ⁹⁸.

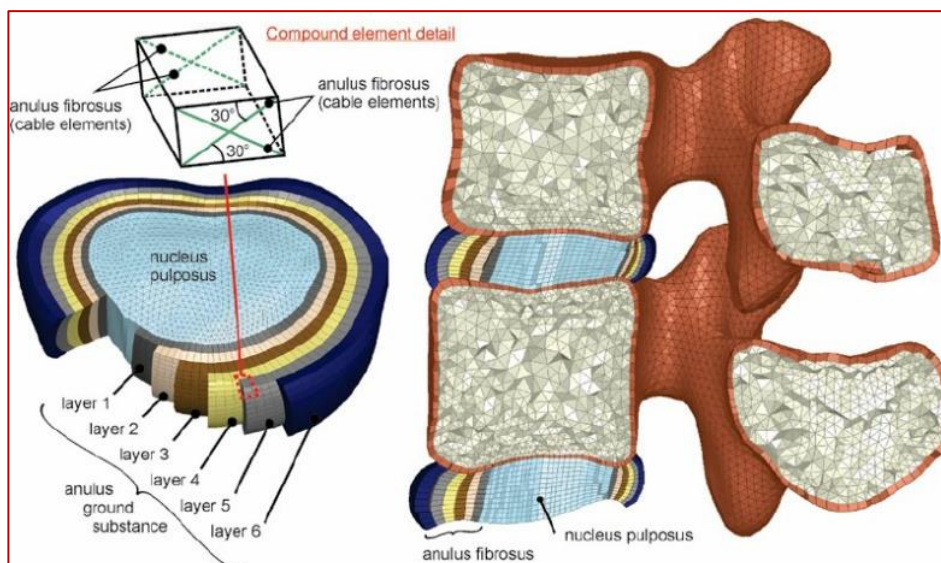


Figura 3. Anatomía del disco intervertebral. Fuente: Tsouknidas et al. 2012 ¹⁰¹.

INTRODUCCIÓN

- Anatomía de los ligamentos de la región lumbar

En primer lugar, enmarcados como ligamentos periféricos, se hallan los ligamentos longitudinal anterior y posterior, también llamados ligamentos vertebral común anterior y posterior, respectivamente. Estos son dos cintas fibrosas que se desarrollan a lo largo de toda la columna vertebral, desde la porción basilar del occipital hasta el sacro. Estabilizan la columna en flexión y extensión, siendo muy frágiles en rotación. Entre las láminas de los arcos vertebrales, se encuentran unos ligamentos elásticos, gruesos y muy resistentes, que dan continuidad a la cápsula articular. Se trata de los ligamentos amarillos. El ligamento interespinoso es una membrana fibrosa que se extiende entre dos apófisis espinosas adyacentes y cuya forma de abanico le permite fusionarse con el ligamento amarillo en su porción proximal y con la fascia toracolumbar en su extremo distal. Los márgenes laterales están relacionados con los músculos erectores de la columna. Entre las cúspides de las apófisis espinosas se encuentran unos cordones fibrosos, llamados ligamentos supraespinosos, que se extienden por todo el recorrido de la columna vertebral. En la región lumbar, concretamente, pueden ser irreconocibles al fusionarse con la fascia toracolumbar. Los ligamentos intertransversos mantienen unidas entre sí a las apófisis transversas. En la región lumbosacra, se encuentra el ligamento lumbo-ilio-sacro, con forma de abanico que se extiende desde las dos últimas vértebras lumbares hasta la cresta iliaca y la cápsula de la articulación sacroilíaca. Su función es la de estabilizar las vértebras lumbares, especialmente en los movimientos de inclinación ⁹⁵.

Relacionado con el DL, la inervación de los ligamentos es llevada a cabo por la rama medial de la raíz posterior, presentando receptores sensoriales propioceptivos (terminaciones de Paccini y Ruffini) que envían información aferente al sistema nervioso central (SNC) para generar respuestas reflejas musculares de protección. Esto es de especial relevancia, debido a la alteración de la propiocepción que existe en individuos con DL ^{102,103}. Por otra parte, la hipertrofia del ligamento amarillo parece estar relacionada con la aparición de DL como consecuencia de la irritación de la rama posterior. Este DL se describe como intenso y quemante y se denomina “síndrome de la rama posterior” ¹⁰⁴.

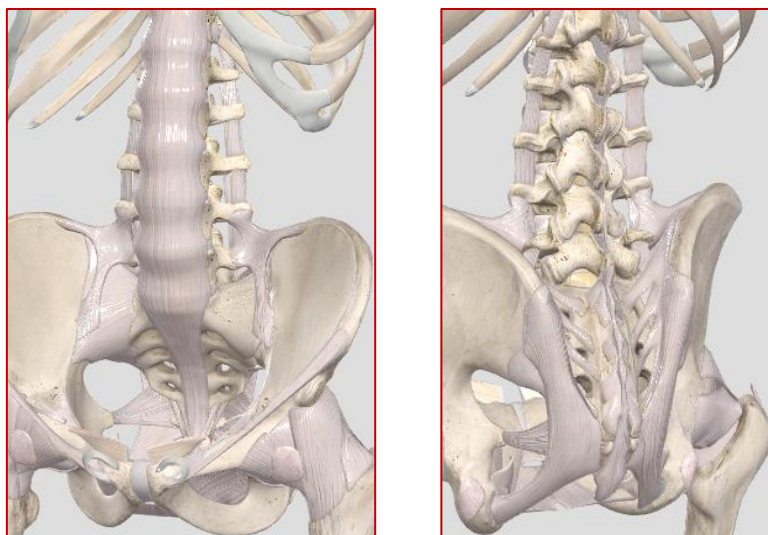


Figura 4. Anatomía de los ligamentos de la zona lumbar. Fuente: Complete Anatomy 2020 ⁹⁹.

1.5.2 BIOMECÁNICA DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA

La observación de las estructuras anatómicas a través de la exploración biomecánica del movimiento es imprescindible para entender las patologías derivadas de un mal funcionamiento neuromuscular lumbar. Todas ellas participan de manera predominante en las actividades deportivas y su correcto análisis permite al fisioterapeuta establecer planes terapéuticos apropiados para la prevención o tratamiento de las lesiones derivadas de los entrenamientos o competiciones. Debido a esto, es una de las regiones del cuerpo que más se lesionan los deportistas, si bien es cierto que es poco probable que la consideración de la biomecánica por sí sola conduzca a estrategias de tratamiento eficaces para el DL, pues los movimientos identificados como lesivos, pueden no ser la causa de la información nociceptiva que contribuya a la respuesta al dolor, o el dolor puede continuar por razones distintas a la entrada nociceptiva. Por ello el DL debe entenderse bajo un paradigma multifactorial donde todos los factores biopsicosociales deben ser considerados y tratados. No obstante, la evaluación de los aspectos biomecánicos, la repetición de movimientos o la alineación de los segmentos vertebrales de la columna en casos de DL deben ser tomados en cuenta, dado que estos se ven afectados por el movimiento o la posición de la región, siendo plausible que intervengan factores mecánicos ¹⁰⁵.

INTRODUCCIÓN

Los principales movimientos que se dan en la columna lumbar son las inclinaciones laterales, las rotaciones, la flexión y la extensión del tronco. Durante los movimientos de inclinación, se producen como término medio 20° - 30° a cada lado, disminuyendo estos con la edad. El nivel que presenta menor movilidad es L5 – S1, con 7° en edad temprana, llegando incluso a los 0° en la edad senil. Paralelamente, el nivel L4 – L5 es el segundo nivel con máxima amplitud, tras L3 – L4, con 15° de movimiento en la niñez que decrecen hasta las 5° en la tercera edad. Los músculos responsables de realizar este movimiento de inclinación son de manera homolateral, los músculos paravertebrales, el cuadrado lumbar, el psoas y los músculos intertransversos. En el movimiento de rotación, la amplitud viene determinada por el raquis dorsal y su medición exacta es compleja. No obstante, se estima en 10° en total, 5° para cada lado y por ello, 1° de rotación para cada nivel vertebral, aunque esta medición se ha realizado en sedestación y sus valores podrían cambiar en bipedestación.

A nivel muscular, los encargados de realizar este movimiento son, por ejemplo, para una rotación derecha, el oblicuo externo (OE) izquierdo y el oblicuo interno (OI) derecho. Se considera que el psoas derecho pueda ser contribuyente a este movimiento estabilizando la pelvis. En la flexión se pueden encontrar rangos máximos de movimiento, de unos 40°, cuando va asociada a una rectificación de la curvatura lumbar. Cuando se hace referencia a la activación muscular, es el recto anterior del abdomen (RA), OE y OI en contracción bilateral. La extensión, que va acompañada de una hiperlordosis lumbar, llega a unos 30°. Los motores de este movimiento son los músculos posteriores del tronco en su conjunto.

En resumen, estos rangos de movimiento generales de la columna lumbar se reducen con la edad, especialmente de los niveles L4 – L5, sobre todo a partir de la tercera década de vida. Dicho rango puede llegar a ser hasta un 65 % inferior a partir de los 65 años, en comparación con los valores de la preadolescencia. Este hecho es relevante, puesto que se trata del nivel que expone mayores grados de degeneración en individuos con DL en el deporte ⁹⁷.

Por otra parte, en la pelvis se producen los movimientos de anteversión y retroversión. Cuando las espinas iliacas anterosuperiores se dirigen hacia delante y abajo, se denomina anteversión pélvica y cuando estas se dirigen hacia atrás y arriba, se trata de

INTRODUCCIÓN

una retroversión pélvica. Durante la anteversión se produce un aumento de la curvatura lumbar, mientras que en la retroversión disminuye. La musculatura encargada de producir estos movimientos es, en la anteversión, los músculos paravertebrales, incluido el multífido lumbar (ML), el cuadrado lumbar, el psoas, el recto anterior del cuádriceps, el tensor de la fascia lata, el pectíneo, el sartorio y los aductores mayor y mediano. Por otro lado, los músculos responsables de la retroversión son el RA, el OE, el OI, el transverso profundo del abdomen (TrAb) y el glúteo mayor. El complejo formado por la pelvis y la cadera actúa como un elemento asociado que otorga soporte mecánico al *core*. Los grandes grupos musculares que se originan en la región púbica y en la articulación de la cadera tienen como rol principal describir grandes momentos de fuerza debido a su gran área de sección transversal (AST) lo que se traducirá en la generación de movimiento en la extremidad inferior. De forma secundaria, estos son capaces de ofrecer estabilidad a la región lumbopélvica, como en el caso del glúteo medio ¹⁰⁶⁻¹⁰⁸.

En realidad, el glúteo medio y menor son los estabilizadores más importantes de la articulación de la cadera, puesto que durante los movimientos en cadena cinética abierta, la abducen, y durante los movimientos en cadena cinética cerrada, como el apoyo monopodal, mantienen la horizontalidad de la pelvis ¹⁰⁹.

La cadera es una enartrosis y es la articulación más proximal del miembro inferior. Su principal función es soportar el peso corporal y el movimiento provocado por la función del miembro inferior. En esta articulación, se desarrollan movimientos de flexión, extensión, aproximación, separación y rotaciones. Se describen, a continuación los movimientos de flexión y rotación puesto que son aquellos que tienen relación con este estudio ⁹⁵.

En relación con la flexión de cadera, dependiendo de la extensión o flexión de la rodilla, esta puede alcanzar hasta los 120° con flexión de rodilla de 90°. Cabe destacar que la flexión bilateral de la cadera conlleva una importante disminución de la lordosis lumbar. Los músculos que participan son el sartorio, el aductor mediano, el recto interno, el psoas, el recto anterior del muslo, el tensor de la fascia lata y las fibras anteriores del glúteo menor y medio. En las rotaciones de cadera encontramos dos tipos: rotación interna y rotación externa. Para la descripción del movimiento, se toma como referencia la posición de medida del presente estudio. El sujeto se coloca en decúbito supino, con la

INTRODUCCIÓN

cadera en posición neutra, con la parte inferior de la pierna colgando libremente fuera de la camilla. El evaluador se asegura de que la parte posterior de la rodilla esté libre de movimiento. La pierna contraria, se flexiona en la cadera, con la rodilla y el pie apoyado sobre la camilla. De este modo, la rotación interna se define cuando la pierna se dirige hacia fuera, cuyo valor máximo es unos 40°, y la rotación externa cuando la pierna se dirige hacia dentro cuyo valor máximo es unos 60°. Los músculos rotadores internos que participan son el tensor de la fascia lata, el glúteo menor y las fibras anteriores del glúteo medio. A partir de 30° de rotación interna se suman el pectíneo y el obturador externo. Los músculos que participan en la rotación externa son; el obturador interno y el externo, los géminos, el cuadrado crural, el pectíneo, las fibras posteriores del aductor mayor, el glúteo mayor y, por último, las fibras posteriores del glúteo medio ⁹⁷.

En la bipedestación, la pelvis, la región lumbar y las caderas son las encargadas de sostener el peso corporal. La disposición anatómica de estas estructuras hace que este peso, recaiga sobre S1, provocando una anteversión. Al mismo tiempo, se produce un movimiento de los huesos de la pelvis hacia atrás, lo que acentúa aún más esta anteversión y la presión que recae sobre el disco de L5 – S1. Esta situación se agrava en posición de sedestación erguida (con apoyo isquiático); aún más, en posición de sedestación con inclinación hacia delante (con apoyo isquiofemoral o isquiosacro). De esta manera, cuando se realiza una flexión de tronco desde la bipedestación con extensión de los miembros inferiores, se armonizan los movimientos de flexión de la columna lumbar, anteversión pélvica y flexión, y rotación interna de la cadera. Desde esta posición, si el individuo se dirige hacia la extensión del raquis, comienza por una extensión de cadera y, posteriormente, una extensión lumbar, sin olvidar el componente pélvico. Esta coordinación y secuenciación de movimientos, junto con la activación de la musculatura del *core*, reduce la carga sobre los músculos extensores, las articulaciones zigapofisarias y discos intervertebrales lumbares hasta en un 50 %, lo que cobra especial importancia en deportes que impliquen levantamiento de peso y desplazamientos en sentadilla ^{110,111}.

1.5.3 EL CORE

El término *core* ha despertado un gran interés en los últimos 20 años en diferentes campos como la preparación física, deporte, investigación y prevención de lesiones y rehabilitación. Etimológicamente *core* significa núcleo, centro o zona media y fue descrito por primera vez en 1983 por Domínguez y Gajda en su obra *Total Body Training*¹¹². Ya durante esta década, se enunció el concepto de estabilidad sobre un modelo de columna vertebral con rigidez articular¹¹³. Los músculos que forman el *core* realizan funciones relevantes y diversas en el cuerpo humano, entre las que se pueden subrayar el aumento de la presión intraabdominal (PIA)¹¹⁴; la ventilación pulmonar¹¹⁵; la excreción del contenido visceral abdominal y pélvico¹¹⁶; o llevan a cabo los movimientos principales del tronco¹¹⁷.

Anatómicamente el *core* se describe como una caja o cilindro y está situado en la parte central del cuerpo (región coxo-lumbo-pélvica), que contiene casi 30 pares de músculos. Entre ellos, se incluyen los músculos abdominales en la zona anterior, los músculos paravertebrales y glúteos en la región posterior, el diafragma en la parte superior y el suelo pélvico y la musculatura de la cadera como el margen inferior¹¹⁸. Su función es estabilizar la columna vertebral, la zona abdominal y la pelvis durante los movimientos funcionales¹¹⁹⁻¹²¹.

Se puede hacer una categorización adicional en estabilizadores primarios y secundarios. Los estabilizadores primarios son los músculos que no pueden desarrollar movimientos articulares relevantes, como el ML y el TrAb; estos actúan solo para estabilizar la columna lumbar. Los estabilizadores secundarios, como el OI, las fibras medias del OE y el cuadrado lumbar tienen una excelente capacidad estabilizadora, pero también pueden mover las articulaciones de la columna vertebral. Para llevar esta categorización más lejos, los movilizados podrían denominarse “estabilizadores terciarios”, en el sentido de que principalmente mueven la articulación, pero pueden estabilizarse en momentos de extrema necesidad. Un ejemplo es el espasmo muscular en presencia de dolor. En esta situación, la estabilidad se ha convertido en rigidez y no permite patrones de movimiento normales¹²².

MÚSCULOS DEL CORE		
Músculos locales (estabilizadores)		Músculos globales
Primarios	Secundarios	Movilizadores
Transverso del Abdomen	Oblicuo interno	Recto abdominal
Multífidos	Fibras mediales del Oblicuo externo	Fibras laterales del Oblicuo externo
	Cuadrado lumbar	Psoas mayor
	Diafragma	Erector de la columna
	Músculos del suelo Pélvico	Iliocostal (porción Torácica)
	Iliocostal y longísimos (porción lumbar)	

Tabla 1. Músculos del *core* ¹²³.

Los músculos de la región lumbopélvica se pueden dividir en un sistema local y un sistema global. El sistema local está formado por los músculos con inserción u origen (o ambos) en las vértebras lumbares, mientras que el sistema global consiste en músculos cuyos orígenes o inserciones, estén situados en la pelvis o en la caja torácica, respectivamente. Los músculos del sistema global poseen una actuación más dinámica sobre columna vertebral, mientras que los músculos del sistema local poseen una función más estabilizadora segmentaria que facilita el control de la movilidad específica ¹²⁴.

En el caso de los músculos abdominales, el RA y las fibras laterales del OE pueden considerarse los motores primordiales (movilizadores) de la flexión anterior del tronco, siendo el erector de la columna vertebral el extensor del tronco; mientras que el OI, el ML y el TrAb son los principales estabilizadores de movimiento del tronco en general ¹²³.

CARACTERÍSTICAS MUSCULARES	
Músculos Locales (estabilizadores)	Músculos Globales (movilizadores)
Profundos	Superficiales
Aponeuróticos	Fusiformes
Contracción lenta	Contracción rápida
Activos en actividades de resistencia	Activos en actividades de potencia
Bajo reclutamiento	Reclutamiento preferente
Se alargan en disfunción	Se acortan y tensan en disfunción
Se activan a niveles bajos de resistencia (30 – 40 % de la contracción voluntaria máxima)	Se activan a niveles altos de resistencia (por encima del 40 % de la contracción voluntaria máxima)

Tabla 2. Características musculares en función del tipo de músculo ¹²².

Un dato para tener en cuenta ¹²⁵ es la composición fisiológica de la musculatura abdominal. Debido al porcentaje de fibras, predominantemente lentas, se entiende que el principal trabajo de la musculatura del *core* no es realizar contracciones dinámicas, sino isométricas, debido a que estos músculos están bajo un trabajo estabilizador constante.

La composición detallada es la siguiente:

- TIPO I: 55 % - 58 %. Son fibras lentas, que poseen una enorme concentración de mioglobina, mitocondrias y vasos sanguíneos.

- TIPO IIa: 15 % - 23 %. Más rápidas que la del tipo 1. Contiene igualmente una importante proporción de mioglobina, mitocondrias y vasos sanguíneos.

INTRODUCCIÓN

- TIPO IIb: 21 % / 28 %. Es el tipo de fibra muscular más rápida y alberga menores cantidades de mioglobina, mitocondrias y vasos sanguíneos.

El papel de esta musculatura es el de contraerse de forma secuencial, para producir un aumento de presión en la cavidad abdominal, y ofrecer de este modo, un soporte a la columna vertebral y a la pelvis durante los movimientos del tronco y las extremidades ¹²⁶.

La PIA se define como la presión en estado estable dentro de la cavidad abdominal y que resulta de la interacción entre la musculatura del *core* y las vísceras ¹¹⁴. Diversos estudios han revelado su importancia en el control de la estabilidad de la región lumbopélvica y su relevancia en el control de los síntomas en individuos con DL ^{96,127,128}. Para ello, la disposición en diferentes planos de profundidad de la fascia toracolumbar juega un rol importante en la conexión entre el tronco y las extremidades, del mismo modo el tejido conectivo perimuscular (TCPM) de la pared abdominal participa en la estabilidad del raquis ofreciendo un soporte tridimensional que se podría comparar al efecto mecánico que ofrece un corsé ¹²⁹⁻¹³².

A continuación, se describen las estructuras miofasciales más relevantes ⁹⁵.

– Recto anterior del abdomen;

Localizado en la región anterior del abdomen, es un músculo bilateral en forma alargada y plana, que se extiende desde el pubis hasta el 5º, 6º y 7º arco anterior de las costillas. Se sitúa a ambos lados de la línea media, separados por un rafe tendinoso llamado línea alba ¹³³ (figura 5).

Se ha demostrado su implicación en personas con DL al presentar un aumento de actividad en el patrón respiratorio y en la protección que generan estos pacientes ante los movimientos del tronco ¹³⁴.

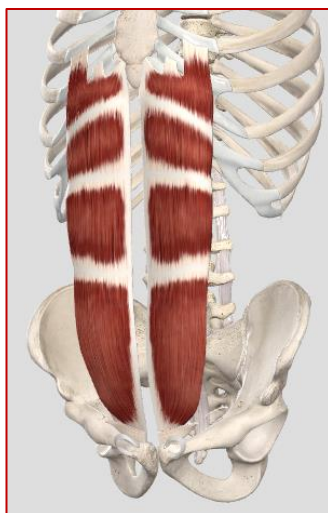


Figura 5. Recto anterior del abdomen. Fuente: Complete Anatomy 2020⁹⁹.

– Oblicuo externo:

Está situado en la capa superficial del abdomen. Posee una orientación de fibras oblicua de arriba abajo y de lateral a medial. Se inserta en la cara externa de las siete últimas costillas, cresta iliaca y en el ligamento inguinal. Su parte anterior se cruza con el OE de lado opuesto formando la línea alba, contribuyendo así a formar la vaina aponeurótica que cubre el RA¹³³ (figura 6). Se ha demostrado que el OE presenta sobre activación en el patrón respiratorio¹³⁴ y ante los movimientos del tronco en individuos con DL.

– Oblicuo interno:

Situado en la capa intermedia, situado entre el OE y el TrAb, tiene fibras oblicuas de abajo arriba y de fuera adentro. Se origina en la fascia toracolumbar, en la cresta ilíaca, espina iliaca anterosuperior y en el tercio lateral del ligamento inguinal. Presenta una ligera inserción a través de sus fibras superiores en el margen inferior de los últimos cuatro arcos costales, mientras que las demás se entrecruzan con las del OI contralateral lo que ayuda a formar la vaina de los músculos rectos¹³³ (figura 6). El OI presenta sobre activación en el patrón respiratorio en personas con DL¹³⁴. Además, se ha demostrado en individuos con DL, que el OI posee una función estabilizadora anterior; con ello, se presenta un retraso en el reclutamiento en determinados movimientos como la marcha, el movimiento de las extremidades superiores o en la inclinación anterior del tronco¹⁰³.

INTRODUCCIÓN

– Transverso profundo del abdomen:

Es la capa más profunda de los músculos abdominales. Tiene su origen en la cresta ilíaca, en el ligamento inguinal y en las apófisis transversas de las vértebras lumbares a través de la fascia toracolumbar. Su vientre muscular, está compuesto por fibras paralelas al plano transverso, de forma que rodea las vísceras (figura 6). Como el OE y el OI, el TrAb se entrecruza con las fibras del lado contralateral para conformar la vaina de los RA¹³³. Este posee una función estabilizadora anterior. Se ha demostrado que la actividad propioceptiva del TrAb está alterada en personas con DL, suponiendo un retraso en el reclutamiento muscular para aumentar la PIA y dotar de suficiente estabilidad a la columna lumbar para soportar las fuerzas en movimientos como la marcha, el balanceo de las extremidades superiores o en la inclinación anterior del tronco¹⁰³.

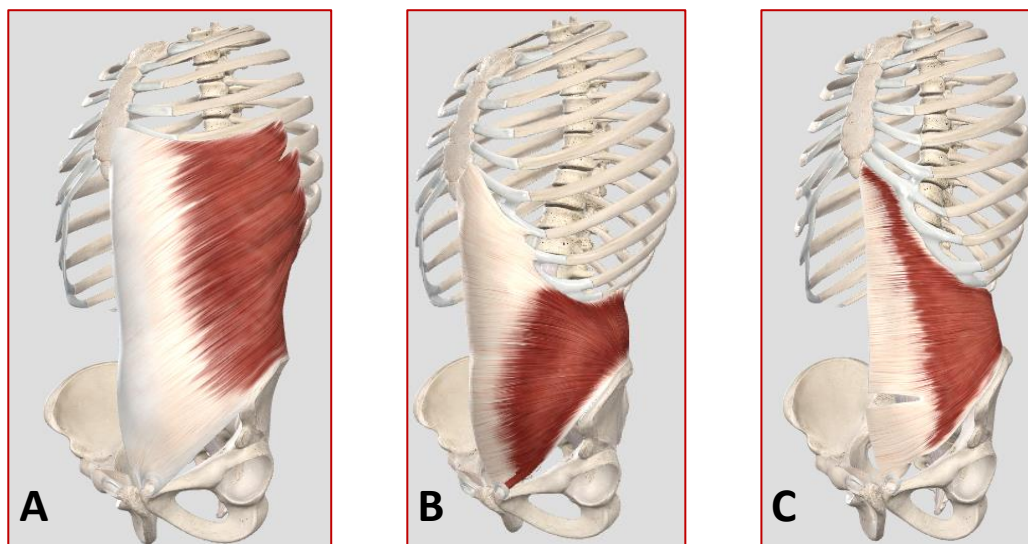


Figura 6. Oblicuo externo (A), oblicuo interno (B) y transverso del abdomen (C)

Fuente: Complete Anatomy 2020⁹⁹.

– Multifido lumbar:

Se trata de haces musculares que se despliegan desde las apófisis transversas de una vértebra a la apófisis espinosa y lámina de una o varias vértebras craneales a la primera. Sus inserciones relacionan de uno a tres niveles vertebrales (figura 7). Dada esta distribución anatómica, el ML es considerado un estabilizador posterior primario. A

INTRODUCCIÓN

través d estudios con RM, se aprecia que el ML parece atrófico y con infiltraciones grasas en individuos con DL ¹³³. A nivel funcional y en personas asintomáticas de DL, se activan unos cien milisegundos antes que las extremidades, sin que la contracción genere movimiento en la columna vertebral. También se ha demostrado, como sucedía con el TrAb y el OI, un déficit en el reclutamiento durante la marcha o en la inclinación anterior del tronco. Además, los individuos con DL presentan dificultades para recuperar la activación muscular previa al estímulo (relajación) como consecuencia de un patrón de protección de la zona ¹⁰³.

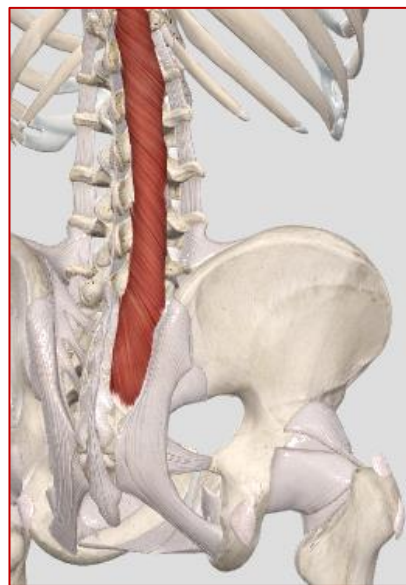


Figura 7. Multifido lumbar. Fuente: Complete Anatomy 2020 ⁹⁹.

– Glúteo medio

El glúteo medio se describe tradicionalmente como un abductor de cadera cuando la extremidad está en cadena cinética abierta. Se trata de un músculo cuyo origen está en la superficie externa del ala del ilion y su inserción en el trocánter mayor ¹³³ (figura 8). Las fibras anteriores del glúteo medio contribuyen a la rotación interna de la cadera, mientras que las fibras posteriores, junto con el glúteo mayor, contribuyen a la rotación externa de la cadera. En movimientos en cadena cinética cerrada o durante la carga, como por ejemplo en la marcha, se ha demostrado que las fibras anteriores y medias proporcionan estabilidad a la región lumbopélvica, procurando un soporte estable para el movimiento

INTRODUCCIÓN

contralateral del miembro inferior y contribuyendo a mantener una columna lumbar neutra ¹³⁴. Algunos estudios proponen que la función principal del glúteo medio es un estabilizador de la cadera y la pelvis en lugar de un simple abductor de la cadera ¹³⁵. Cuando el glúteo medio es deficiente, presenta un retraso en la ejecución de ajustes posturales anticipatorios (APA) por lo que se sugiere que sea uno de los motivos que favorecen la aparición de DL ¹³⁶, aunque algunos estudios no han encontrado datos significativos en tal afirmación ¹³⁷.

– Glúteo menor

Es un músculo delgado y plano situado en la parte inferior de la cara glútea del coxal y en la parte superior de la articulación de la cadera que se extiende hasta la cara glútea del trocánter mayor ⁹⁵ (figura 8). De los abductores de cadera, es el músculo que se encuentra más próximo al centro de rotación de la articulación produciendo una palanca muy corta para realizar abducción de cadera; por ello, se sugiere que su función principal es mantener la coaptación de la articulación ¹³⁸. En relación al DL, el glúteo menor presenta un volumen significativamente menor en la exploración a través de RM, sospechando del dolor neurogénico y la compresión del nervio como causa de esta atrofia ¹³³.

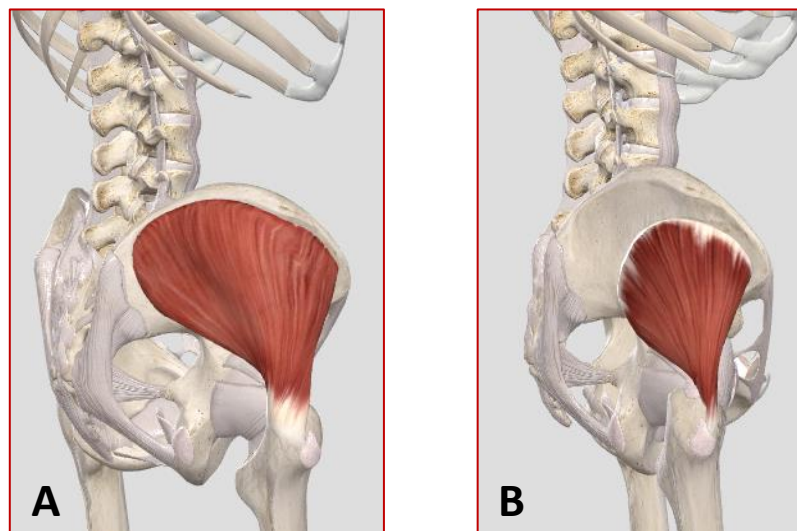


Figura 8. Glúteo medio (A) y glúteo menor (B). Fuente: Complete Anatomy 2020 ⁹⁹.

INTRODUCCIÓN

– Tejido conectivo perimuscular (TCPM):

Junto a la disposición de la pared abdominal anterolateral, se encuentran las diferentes capas de TCPM, como la fascia transversalis, el peritoneo visceral y la fusión de las expansiones aponeuróticas de los tres músculos que revisten al RA en una disposición más medial (figura 9). Estos son el OI, el OE y el TrAb. La contracción de este último ayuda a incrementar la PIA junto con la puesta en tensión de la fascia toracolumbar, conformada por la unión del componente conectivo de las diferentes estructuras lumbopélvicas y de las extremidades.

La fascia o TCPM es un tejido viscoelástico ininterrumpido que forma una matriz tridimensional funcional, que envuelve y se introduce en todas las estructuras del cuerpo que desde la cabeza a los pies. Es inherente a todas las estructuras del cuerpo y actúa como medio de unión entre estos para optimizar su función y la carga. El TCPM envuelve a todos los órganos, músculos, huesos y fibras nerviosas, concediendo al cuerpo una organización funcional y suministrándole, además, de un entorno que concede a todos los sistemas corporales interactuar entre sí de forma coordinada ¹³⁹. El TCPM se compone fundamentalmente, a nivel histológico de colágeno, elastina y matriz extracelular ¹⁴⁰, lo que le aporta gran adaptabilidad. Al estar sometido regularmente a una tensión fisiológica, sus células ajustan su actividad remodelando la arquitectura del tejido, para que esta satisfaga mejor la demanda ¹⁴¹, en relación con los cambios de longitud, resistencia y cizallamiento ¹⁴².

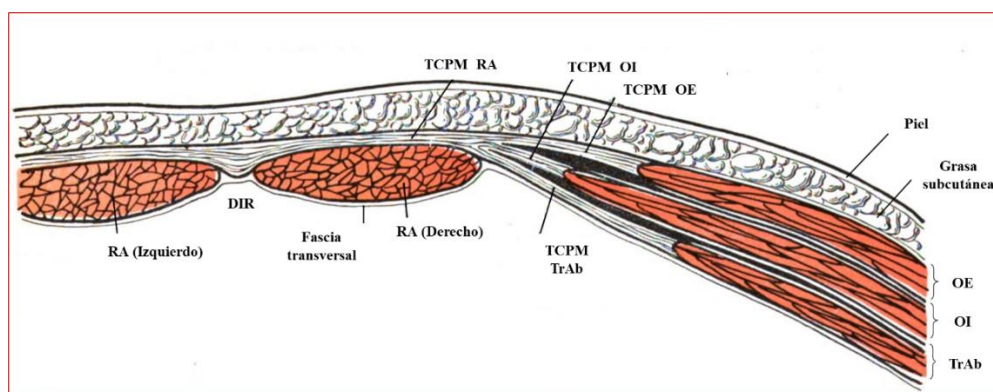


Figura 9. Corte Transversal de los músculos y aponeurosis de la pared abdominal.

Fuente: Adaptado de Sobotta et al. 2006 ¹⁴³.

Distancia interrectos (DIR); recto anterior del abdomen (RA); transversario profundo del abdomen (TrAb); oblicuo interno (OI); oblicuo externo (OE); tejido conectivo perimuscular (TCPM)

INTRODUCCIÓN

Por otra parte, la columna vertebral lumbar puede soportar una presión superior a 6000 N durante las tareas laborales diarias con una excelente estabilidad; sin embargo, sin la participación de estas estructuras miofasciales, la columna sería biomecánicamente inconsistente con fuerzas de 90 N, lo que supone una carga muy inferior al peso de hemicuerpo superior¹⁴⁴⁻¹⁴⁷. Este dato deja ver la relevancia del sistema neuromuscular en el mantenimiento del equilibrio de la columna vertebral. Conforme el sistema trabaja correctamente, la consecuencia es un reparto de las presiones de manera proporcionada y un mínimo cizallamiento en las articulaciones implicadas en la cadena cinética¹⁴⁸.

El *core* es el eje de las cadenas cinéticas durante los movimientos dinámicos y actividades de la vida diaria¹⁴⁹. La activación de la musculatura del *core* enlaza los miembros superiores con los inferiores, a través del sistema fascial abdominal, para que estos desarrollen su función de manera eficiente, durante la ejecución de las actividades profesionales, deportivas y de la vida diaria¹⁴⁸⁻¹⁵⁰. Se ha demostrado que la estabilidad del *core* y su control motor son indispensables para el comienzo de los movimientos funcionales y su debilidad puede interrumpir las transferencias cinéticas hacia las extremidades¹⁵⁰⁻¹⁵³.

La cadena cinética permite movimientos coordinados y eficientes, a través de la respuesta secuencial, con una fuerza y tono apropiado, de los diferentes segmentos corporales que interactúan entre sí. Esto constituye un verdadero sistema de enlace global y funcional¹⁵⁴. La arquitectura de la cadena cinética se establece a través de la correcta activación de los patrones de actividad muscular desde proximal a distal, donde cada desplazamiento se realiza gracias a la coordinación exacta entre articulaciones sucesivas, y donde la estabilidad da comienzo en la sección central, es decir, los músculos del *core* y posteriormente, se traslada el estímulo a las áreas más distales de las extremidades^{150,155,156}.

Por ello, más que una noción anatómica o biomecánica, la cadena cinética, debe ser entendida como un concepto funcional, especialmente utilizado en el entrenamiento deportivo y la medicina deportiva^{150,157}, para referirse a las estructuras que participan juntas e implican grandes acciones de manera combinada o secuencial, como correr, driblar, lanzar o patear¹⁴⁹.

INTRODUCCIÓN

En cuanto a las distintas cualidades físicas del *core*, en general, las carencias o las deficiencias en la fatigabilidad de la musculatura, pueden tener correlación con la robustez de la zona lumbar. En este sentido, algunos estudios ^{158,159} hallaron resistencias inferiores en los músculos extensores de la espalda en personas con DL que en personas sin síntomas de DL. En esta misma línea, varios estudios ¹⁶⁰⁻¹⁶² concluyeron que existe una mayor probabilidad de sufrir DL en aquellos participantes que obtuvieron menores valores en las pruebas de resistencia isométrica en la extensión del tronco. Finalmente, McGill et al. ^{163,164} indicaron que tener episodios previos de DL puede estar vinculado con desajustes en la fatigabilidad entre los distintos grupos musculares del *core* entre sí, como, por ejemplo, tener menor fuerza resistencia en los músculos extensores comparado con los músculos flexores del tronco, o una diferencia entre la robustez de la musculatura del lado derecho e izquierdo del *core* superior al 5%.

Al analizar el funcionamiento del *core* desde una perspectiva fisiopatológica, los individuos que padecen DL tienen unos patrones de movimiento diferentes comparado con personas sanas ¹⁶⁵, pues estos son muy rígidos ¹⁶⁶, donde además existen déficits en la propiocepción ^{102,103} y en los esquemas de activación muscular abdominal ¹⁶⁷.

Dentro de los mecanismos de control, el sistema neuromuscular cuenta con los APA, los ajustes posturales compensatorios (APC) y los ajustes de sinergia anticipatoria (ASA). Estos son alteraciones en la actividad muscular, la cinética y la cinemática de las articulaciones para controlar y responder a las fuerzas generadas en el cuerpo por perturbaciones posturales, como los movimientos voluntarios de las extremidades o la respuesta a un estímulo externo. Sin embargo, se ha asumido que los roles de los ASA y APA son diferentes. Los ASA reflejan la atenuación de una sinergia que estabiliza una variable en preparación para un cambio rápido en esa variable, y los APA se han visto como el medio de generar fuerzas y momentos de fuerza que minimizan los efectos de la perturbación en la postura ^{168,169}. Por último, los APC son ajustes posturales compensatorios que ocurren durante perturbaciones esperadas o inesperadas de la postura normal como movimientos rápidos de las extremidades y / o el tronco ^{168,169}.

Por otro lado, tradicionalmente, se ha sostenido que los músculos transfieren los impulsos de movimientos a sus inserciones óseas a través de la unión miotendinosa, principalmente ¹⁷⁰. Sin embargo, se ha demostrado que el TCPM también proporciona

INTRODUCCIÓN

una medio para la transmisión de la fuerza multiaxial durante el movimiento ¹⁷¹⁻¹⁷⁷. No obstante, la magnitud de la transmisión de fuerza a través del TCPM *in vivo* es controvertida y se cree que la contribución de estas vías depende, en parte, de las propiedades mecánicas de los enlaces de tejido miofascial ¹⁷⁸⁻¹⁸⁰. Un TCPM rígido ha demostrado influir en la magnitud de la transmisión de la fuerza intermuscular y, posiblemente, puede tener un efecto significativo en la mecánica muscular ¹⁸¹⁻¹⁸³. En trastornos musculoesqueléticos, se ha demostrado que el estiramiento de la extremidad inferior aumenta la amplitud de movimiento de la columna vertebral cervical ^{184,185} y las personas con dolor sacroilíaco muestran hiperactividad del glúteo mayor y el músculo dorsal ancho contralateral ^{173,175}. Adicionalmente, se ha demostrado que además de las interacciones entre músculos dispuestos en serie, existe transmisión de fuerza entre músculos ubicados paralelos entre sí ^{186,187}.

En relación al *core* y el TCPM, la línea alba y la distancia interrectos (DIR) ¹⁸⁸⁻¹⁹¹, la fascia toracolumbar y sus divisiones en diferentes capas ¹⁹², la fascia transversalis del TrAb, el rafe lateral ^{129,130} y las propias estructuras musculares del *core* conforman un elemento importante en la transferencia de cargas desde el miembro inferior al superior y en el equilibrio de la PIA, controlando la transmisión de tensión sobre el sistema transversalmente ¹⁹³.

Con respecto a esta afirmación, Langevin et al. ¹⁹⁴ demostraron en su estudio que el grupo con DL tenía un 25 % más de espesor del TCPM comparado con el grupo sin DL. En la misma línea, Whittaker et al. ¹⁹⁰ encontraron un TCPM más grueso y una DIR más amplia en pacientes con DL en comparación con un grupo sano. Este estudio sugiere además que los cambios en el RA y el grosor de la TCPM pueden ser más evidentes en reposo que las alteraciones en el OE, el OI y el TrAb. Para Stecco et al. ¹⁹⁵ podría convertirse en un valioso parámetro de resultado para prevenir y tratar los trastornos musculoesqueléticos del cuello o la espalda.

Este engrosamiento del TCPM puede explicarse a través de un proceso llamado mecanotransducción, ya que debido al sobreuso mecánico se suceden cambios en la estructura de la fascia, innervada por fibras A- δ y C (receptores polimodales que actúan como mecanorreceptores, pero que, ante el aumento de tensión excesiva, se comportan

INTRODUCCIÓN

como potenciales nociceptores en el dolor de origen mecánico), que modifica las propiedades viscoelásticas del tejido por sobreproducción de colágeno ⁷⁸.

Desde una perspectiva clínica, esto puede relacionarse con el hecho de que en personas deportistas sometidas a un estrés mecánico permanente del tejido, pueden aparecer síntomas sin un traumatismo previo, como es el dolor, la rigidez y la debilidad muscular.

1.5.4 ESTABILIDAD LUMBOPÉLVICA

El concepto de estabilidad lumbopélvica nace a principios de los años 90 ¹⁹⁶ y desarrolla el concepto de que todo desplazamiento o gesto implica la necesidad de activar unidades de control y regulación del movimiento, en donde, la implicación del SNC será mayor cuanto mayor sea la dificultad de la tarea a realizar ¹⁹⁷. Si bien no existe una definición clara en cuanto a la estabilidad de la columna, en general, esta se define como la habilidad de la columna para permanecer en posición neutra durante los movimientos estáticos y activos, evitando así lesiones a las estructuras locales ¹⁹⁸. La estabilidad estática y dinámica de la columna lumbar se consigue cuando los tres sistemas de sujeción - pasivo, activo y neural - trabajan juntos para transferir la carga desde la columna a las extremidades inferiores y superiores, empleando el menor grado de compresión vertebral, de manera armoniosa y con el mínimo esfuerzo ¹⁹⁹.

En condiciones normales, los tres subsistemas (pasivo, los músculos activos y la unidad de control motor) funcionan de manera coordinada y aportan la estabilidad funcional necesaria, gracias a lo cual, se obtiene una conveniente distribución de las fuerzas, un control adecuado del movimiento, la disipación adecuada de las fuerzas de contra el suelo y la desaparición del exceso de presión y torsión en las articulaciones de la cadena cinética ²⁰⁰. En definitiva, si el sistema del *core* trabaja de forma óptima, posibilita el correcto control de la estabilidad del cuerpo ^{149,150} y es lo suficientemente sólido para soportar todo su peso ¹⁵⁵.

Por su parte, Fredericson et al. ¹⁴⁸ definieron la estabilidad central o *core stability* como “aquella habilidad para impedir desequilibrios en la posición o el movimiento del tronco sobre la pelvis y la pierna, y permitir el movimiento controlado hacia el segmento distal de la extremidad en las actividades de la cadena cinética integrada”. Igualmente, Vera et al. ²⁰¹ propusieron definirla como “la capacidad de las estructuras óseas,

INTRODUCCIÓN

articulares y musculares, organizadas a través del control motor, para conservar o reanudar una posición o movimiento del tronco (además se incluyen los músculos de la cadera), cuando se le somete a cargas internas o externas”. También se ha descrito el *core stability* como la armonía entre la columna vertebral pasiva, los músculos activos y el control motor, para mantener la columna dentro de un alineamiento neutro para realizar las actividades de la vida diaria con salud y seguridad ^{119,149,151,152,155}. Por último, Kibler et al. ¹⁵⁰ añadieron en su definición, que la estabilidad lumbopélvica, no sólo está presente en el potencial para controlar la situación y el movimiento del tronco en actividades de la vida diaria, sino también en las actividades deportivas.

Por ello, se debe destacar que el *core*, no es un solo grupo de músculos. Este debe entenderse como una unidad situada en la región lumbopélvica constituida por una capa continua de TCPM donde se alojan las diferentes estructuras óseas y ligamentosas, denominado sistema pasivo. Este sirve de punto de inserción para el sistema muscular y fascial asociado, denominado subsistema activo. Dicho complejo está conformado, además, por el control neuromuscular, quien permite que los diferentes sistemas y subsistemas interactúan entre sí ¹⁵⁵. Por lo tanto, el *core* se debe comprender como un concepto funcional que incluye a la musculatura, a las estructuras osteoligamentosas y al SNC ²⁰².

Los grupos musculares del *core* son verdaderamente los encargados de la estabilidad y el movimiento, pues la eficacia de la transferencia de energía a través de la cadena cinética está condicionada a los esquemas de activación secuencial de los músculos situados alrededor de la columna lumbar. Por esto, un músculo de manera aislada no puede plantearse como estabilizador primario, puesto que en la activación muscular de la cadena cinética, influyen factores globales tales como la postura, las cargas externas, la velocidad y aceleración del movimiento o la fatiga acumulada. Además, cuando estas actividades cambian la retroalimentación sensorial, debe cambiar la combinación y la intensidad de activación muscular, para recuperar el control óptimo de la estabilidad y el movimiento del raquis ^{152,203}.

Para perfeccionar la estabilidad de la región lumbar y la activación global de la musculatura se proponen dos estrategias a través de la contracción abdominal: el *abdominal bracing* o refuerzo abdominal isométrico, donde se provoca una activación

INTRODUCCIÓN

sincrónica isométrica de los músculos flexores y extensores de la columna lumbar, produciendo de este modo un reclutamiento simultáneo de la musculatura abdominal y de la musculatura extensora del tronco ²⁰⁴; y el *abdominal hollowing*, donde se realiza la técnica del hundimiento abdominal de la musculatura profunda abdominal ²⁰⁵. Los estudios que comparan la intensidad de la activación muscular (a través del grosor muscular) ^{206,207} y la generación de la PIA ²⁰⁸ entre ambas estrategias, sugieren mayor activación y mayor generación de PIA al usar *abdominal bracing*.

Las personas con DL frecuentemente utilizan esta estrategia como protección. Esta se ha descrito incluso en individuos sanos en respuesta ante estímulos nocivos. No obstante, la coactivación adicional también podría provocar dolor y lesiones en los tejidos. Por ejemplo, las contracciones sostenidas por encima del 5% del esfuerzo voluntario máximo, incluso el 2%, podrían provocar fatiga muscular y dolor. Asimismo, las actividades diarias normales no necesitan una elevada activación de los músculos del tronco, aunque en actividades deportivas estos porcentajes cambian ²⁰⁹

En otro aporte importante sobre el *core stability*, se indica que el SNC organiza las respuestas adecuadas para dar soporte a la columna vertebral, ofreciendo el control postural necesario para neutralizar la gravedad y el desequilibrio, mientras que coordina la respiración y la continencia urinaria ²¹⁰. La evidencia sugiere que cuando el DL está presente, la planificación diseñada por el SNC puede verse alterada ^{147,211-214}.

Por ello, se hace necesaria la valoración y tratamiento tanto del suelo pélvico ²¹⁵ como del diafragma ¹³⁴ en individuos con DL, ya que su actividad entra en sinergia con la musculatura abdominal profunda, en concreto OI y TrAb, con lo que mejora la estabilidad del sistema lumbopélvico. Por este motivo, tanto la activación de estos músculos como su sincronización es fundamental para proveer de estabilidad al tronco ^{149,216}. De esta manera, se crea una base firme para la realización de tareas que impliquen los miembros superiores e inferiores ²¹⁷ de forma combinada o secuencial en los tres planos y ejes de movimiento ¹⁵⁰. En este punto, es indispensable precisar que la estabilidad lumbar y la estabilidad del tronco están vinculadas. Todos los segmentos lumbares individuales de la columna deben ser estables para proporcionar la base necesaria para controlar el tronco ²¹⁸. De acuerdo con todo lo anterior, si no existe

INTRODUCCIÓN

estabilidad lumbopélvica, se produce el fenómeno denominado inestabilidad lumbopélvica ¹⁵².

En resumen, la estabilidad de la columna vertebral se basa en la combinación de la adecuada intensidad de la activación muscular, en el momento apropiado, ajustada a un contexto y adaptada a una situación concreta.

1.5.5 CONTROL MOTOR Y PREVENCIÓN DE LESIONES

- Control motor y propiocepción

Una característica biológica que favorece tanto a la aparición como a la persistencia de los síntomas del DL es el control motor alterado ^{102,219}. El control motor se describe como la activación muscular exacta, cuyo objetivo es conseguir la estabilidad dinámica y funcional de la articulación y que facilita la realización coordinada y eficaz de una tarea ²²⁰. Un elemento fundamental en el desarrollo del control motor es la propiocepción, siendo el sistema clave de retroalimentación somatosensorial ¹⁰². La propiocepción puede definirse como el sentido de la posición y la postura, el movimiento y la velocidad del cuerpo y sus partes. Esto implica la ubicación de nuestro cuerpo o partes del cuerpo en el espacio, su relación entre sí y la extensión y el ritmo con los que dichas partes del cuerpo cambian su posición ²²¹. La propiocepción ha de ser considerada como la información que llega al SNC proveniente de las diferentes regiones periféricas del cuerpo y que contribuye al control postural, a la estabilidad articular y a varias sensaciones conscientes. Así, forma parte del sentido somático de mecano receptividad, el cual abarca dos aspectos del sentido de posición - estático y dinámico - y permite al cuerpo mantener la estabilidad y la orientación durante cargas estáticas y dinámicas ¹⁰².

En este sentido, la propiocepción es imprescindible dentro del control de la postura y del equilibrio, ya que proporciona información a través de mecanorreceptores que se encuentran en los ligamentos, meniscos, cápsulas, músculos y piel. Sus señales se transmiten a nivel espinal, con lo que se ven afectados los reflejos musculares y la respuesta artrocinética, los cuales juegan un papel vital en la estabilidad dinámica segmentaria ²²².

Se cree que estas vías sensoriomotoras están alteradas en el DL, lo que afecta el comportamiento de respuesta motora y reduce la capacidad de equilibrio. En estos casos,

INTRODUCCIÓN

donde las vías de retroalimentación sensoriomotora son disfuncionales, el balanceo corporal aumenta junto con la actividad muscular en un intento por mantener el equilibrio. La evidencia actual sugiere que la propiocepción en la columna lumbar está alterada en casos de DL, donde se observa que la sedestación proporciona menor retroalimentación sensorial en comparación con la posición de bipedestación, debido a una menor sensibilidad de los mecanorreceptores musculares ¹⁰³.

Estudios recientes, muestran que la propiocepción lumbar en personas con DL es deficiente en comparación con individuos sin dolor para el sentido de reposicionamiento articular activo y la de detección del movimiento pasivo en posición de sedestación ¹⁰³. Con esto se observa, que en la posición de bipedestación se aprecia una menor sección transversal del TrAb que en posición bípeda con hiperlordosis. Igualmente, se ha comprobado que el grosor del TrAb era mayor en posición de sedestación erguida que con flexión hacia delante ²²³. No obstante esta información propioceptiva puede verse alterada como consecuencia de la fatiga muscular, el estrés físico o emocional y en episodios recurrentes de DL por la modulación de los husos musculares por parte del sistema nervioso simpático ³⁹

Ante la aparición de DL, en el SNC se van a producir dos cambios principales. Por un lado, aparece un incremento de la eficacia sináptica de las redes nociceptivas, y por otro se manifiesta una alteración en la organización funcional de la representación cortical de la región corporal afectada ²²⁴. Además, se ha asociado el DL con deficiencias en la función motora y el mecanismo de control motor, pues las interferencias nociceptivas de larga duración pueden causar adaptaciones neurológicas del comportamiento postural y motor a largo plazo. Este hecho se traduce en que las personas con DL tienen una mayor dificultad para aislar determinados músculos y aprender y/o ejecutar determinadas tareas o labores más finas en comparación con personas sanas ²²⁵.

El DL se asocia, a menudo, con un control deficiente de la musculatura profunda lumbopélvica y la reorganización de las áreas motoras primarias (M1) ^{224,226,227} con alteraciones del equilibrio relacionadas con los cambios en la percepción corporal. Estos cambios pueden dar lugar a varias consecuencias negativas que incluyen una mayor carga y la degeneración de los discos intervertebrales y de los tejidos de alrededor.

INTRODUCCIÓN

Además, esta reorganización del control motor se ha relacionado con una nueva reorganización cortical, nuevas estrategias de movimiento con déficits en la variabilidad motora, que podrían impedir la recuperación de los patrones normales de control motor.
228–231.

No obstante, la recuperación de estos patrones de movimiento es plausible gracias a un proceso denominado neuroplasticidad. Este término hace alusión al potencial del sistema nervioso para tolerar cambios funcionales y estructurales, como consecuencia de la información recibida, y crear nuevas estrategias de movimiento y recordarlas. De esa forma, la combinación de los factores contextuales biopsicosociales en el DL, en constante variación, permite a los individuos la adaptación (o no) en tiempo real a las nuevas circunstancias a corto, medio y largo plazo. Un ejemplo son los patrones de activación alterados de los músculos del tronco asociados a la kinesiofobia o el catastrofismo, reflejan la neuroplasticidad en tiempo real y a largo plazo, respectivamente. En el control motor, ambas estrategias de evitación del movimiento tienen el potencial de alterar la biomecánica de la columna ²²⁴.

Por otra parte, el ser humano tiene una tendencia natural a utilizar preferentemente la mano y/o el miembro inferior del mismo lado del cuerpo en las actividades de la vida diaria o el deporte. Según la hipótesis de dominancia dinámica de *Sainburg*, el lado dominante se especializa en controlar la trayectoria y el control predictivo de la extremidad en movimiento, mientras que el lado no dominante se especializa en el control de la posición del resto de las extremidades y en el control central ²³². Por otro lado, la dominancia de la mano puede no estar correlacionada con la dominancia de la pierna ²³³. Para el miembro superior la dominancia de la mano se ve claramente establecida por la escritura ²³²., mientras que en las extremidades inferiores el hecho de soportar el peso corporal y realizar la locomoción, requiere una coordinación eficaz entre las piernas. Además, la pierna dominante difiere entre las tareas dinámicas, como por ejemplo, golpear una pelota, y las tareas estáticas, como por ejemplo, mantener el equilibrio ²³⁴. Esto es relevante, ya que en el deporte, la dominancia puede influir en el rendimiento, de modo que es posible considerarla como un factor de riesgo de lesión en el miembro inferior ²³⁵. A pesar de este hecho y para conocimiento del autor, no se ha establecido la relación entre la dominancia de extremidades y el DL.

- *Control postural*

El control postural es un término que se emplea para definir la forma en que el SNC regula la información sensorial de otros sistemas con el fin de producir una salida motora adecuada para mantener una postura erguida controlada ²³⁶. Este es un requisito previo para muchas tareas de la vida diaria y para el deporte ²³⁷. Los sistemas visual (10 %), vestibular (20 %) y somatosensorial (70 %) son los principales sistemas sensoriales involucrados en el control y el equilibrio postural ²³⁸. Este último, hace referencia a la estabilización o conservación del centro de masa con respecto a la base de sustentación ²³⁹. El equilibrio se puede disociar en equilibrio estático y equilibrio dinámico: el primero controla la amplitud de oscilación del cuerpo; y el segundo utiliza la información interna y externa del cuerpo para analizar los factores que influyen en la estabilidad de la interferencia, como caminar, empujar y tirar. La combinación perfecta de equilibrio estático y dinámico es clave para las tareas normales de la vida diaria ²⁴⁰.

La clave para controlar el equilibrio es el centro de masa del cuerpo, el cual es un punto ficticio ubicado en el centro de la masa corporal total. El centro de masa es llamado centro de gravedad y en la posición anatómica, se encuentra aproximadamente por delante de la segunda vértebra sacra. Sin embargo, dado que los seres humanos no permanecen fijos en la posición anatómica, la ubicación precisa del centro de gravedad cambia constantemente con cada nueva posición del cuerpo y las extremidades. Las proporciones corporales del individuo también afectarán la ubicación del centro de gravedad ²³⁶. No obstante, el movimiento del centro de masas en sí mismo no desvela la estructura ni el control de movimientos necesarios para facilitar el control posturas, y sugiere que este sistema de control distingue entre aquellos movimientos que son relevantes y los que no para la tarea a desarrollar. Esto supone una coordinación neuromotora estricta que controla las variaciones del movimiento si afectan el objetivo de la tarea; de lo contrario, las variaciones de movimiento se ignoran en gran medida, ya que hacer correcciones es costoso en términos de energía ²⁴¹.

El control postural adecuado es cuando un individuo puede participar en diversas actividades estáticas y dinámicas, como sentarse, pararse, arrodillarse, cuadrupedia, gatear, reptar, caminar y correr con la capacidad de contraer los músculos apropiados necesarios para una postura controlada de la línea media, así como la capacidad de

INTRODUCCIÓN

realizar pequeños ajustes en respuesta a cambios de posición y movimiento, sin el uso de movimientos compensatorios ²⁴²⁻²⁴⁴. En cuanto a las actividades asimétricas, que implican la diferenciación de la actividad entre los dos hemicuerpos, según la lateralidad o dominancia, a pesar de que la evidencia actual no permite concluir que los sistemas neuronales que controlan la pierna dominante y no dominante difieran en el procesamiento de las entradas somatosensoriales, podría existir una diferencia en la estructura coordinativa de los movimientos y ajustes posturales entre ambos miembros, ya que a mayor oscilación del centro de masas, mayor necesidad de retroalimentación propioceptiva a cargo del SNC, para mantener el equilibrio, especialmente en planos diagonales que implican el movimiento de varias articulaciones y los músculos que los atraviesan (músculos biarticulares) ²⁴¹.

El control postural ya no se considera un sistema o un conjunto de reflejos de enderezamiento y equilibrio. Más bien, el control postural se propone como una capacidad motora compleja nacida de la interconexión de múltiples procesos sensoriomotores ²⁴⁵. La orientación y el equilibrio posturales son los dos propósitos funcionales prioritarios del control postural, dado que este controla la alineación y el tono del cuerpo con respecto a la gravedad, el entorno visual, la superficie de apoyo y las referencias internas ²⁴⁵. Del mismo modo, debe existir coherencia entre las estrategias sensoriomotoras para afianzar el centro de masa del cuerpo durante estímulos tanto autoiniciados como desencadenados externamente para mantener el equilibrio postural ²⁴⁶. La orientación espacial en el control postural se fundamenta en el análisis y comprensión de la información convergente de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual, mientras que el equilibrio postural conlleva la combinación de estrategias sensoriomotoras para asegurar el centro de masa durante las alteraciones de la estabilidad postural tanto autoiniciadas como desencadenadas externamente ²⁴⁷.

Existe evidencia de que los individuos que padecen DL poseen una actitud postural rígida ²²⁵, cuyos parámetros de área, velocidad y desplazamiento del centro de masa están aumentados ¹⁰³, y donde hay una mayor activación muscular durante la bipedestación y una reducida habilidad para relajar la musculatura del tronco en comparación con individuos sanos ²⁴⁸.

INTRODUCCIÓN

En conclusión, el control postural se basa en información procedente de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual y depende de la eficiencia de la función motora, determinada por la estabilidad articular y la actividad muscular. En DL se han comprobado modificaciones en el control postural que pueden estar relacionados con el deterioro y los déficits musculoesqueléticos de la región lumbopélvica y extremidades inferiores y con la alteración de la retroalimentación propioceptiva.

- *Fuerza y fuerza resistencia*

La fuerza muscular es la cualidad motora del ser humano que consiste en vencer una resistencia o enfrentarse a ella a través del uso de la contracción muscular ²⁴⁹ y se clasifica en dos tipos. Por un lado está la fuerza general, que es aquella en la que intervienen todos los grupos musculares independientemente de la acción realizada; y la fuerza específica, que se describe como la activación de grupos musculares concretos que forman parte de un movimiento específico. Al mismo tiempo, la fuerza específica se clasifica en tres tipos; fuerza máxima, que aparece en situaciones dinámicas y/o estáticas, a partir de destrezas básicas motrices como lanzamientos, tracciones y empujes y en donde debe realizarse la mayor fuerza posible; fuerza explosiva o fuerza rápida, que implica la habilidad de mover el cuerpo o un objeto a la mayor velocidad posible, como en el movimiento de *sprint*.; y por último, la fuerza resistencia consistente en mantener un nivel constante de fuerza, generalmente inferior al 30 % de la fuerza máxima, durante el tiempo que dure el esfuerzo o la prueba ²⁵⁰.

En cuanto a la fuerza del *core*, esta depende estrechamente de la estabilidad de la columna vertebral, puesto que en el momento que el sistema muscular se encuentre sometido a un estímulo, deberá actuar en proporción a la dimensión de la deformación, aumentando la capacidad de tolerar la carga. De esta manera, cuanto mejor es la actividad de los músculos, menor es la alteración del DIV, mayor es el potencial de aguantar la carga y por lo tanto, más firme será la columna vertebral ¹¹³. Además, estimulando de manera simétrica la coactivación y co-contracción de los músculos del tronco, se logrará un resultado positivo de mayor respuesta a la fuerza máxima estática y como resultado la estabilidad raquídea ^{201,251}. Esta coactivación, eleva la carga de compresión espinal, del 12 al 18 %, lo que a su vez mejora la estabilidad, entre un 36 % y un 64 %. La co-contracción está presente en las tareas diarias, puesto que incluso la postura erguida

INTRODUCCIÓN

tendría un gran desequilibrio sin su existencia ²⁵². De hecho, la sincronización entre el agonista y el antagonista es tan relevante, que las personas con un retraso en la activación de esta sinergia, tienen una mayor probabilidad de sufrir DL ¹³¹, como por ejemplo en la relación existente entre los ML y TrAb. La activación coordinada de estos dos músculos tiene una especial importancia en el DL, ya que en muchas ocasiones, este aparece debido a un deficientemente control de la estabilidad ²⁵³.

Así pues, uno de los objetivos a tener muy en cuenta a la hora de ejecutar ejercicios de *core* es estimular al sistema motor con el propósito de desarrollar patrones de co-activación muscular que mejoren la estabilización activa del raquis ²⁵¹.

Otro punto importante es la fuerza resistencia de la musculatura del *core*, puesto que es necesaria para mantener niveles óptimos de activación muscular ante estímulos prolongados en el tiempo. El déficit de esta cualidad ha sido vinculado con algunas lesiones de los miembros inferiores y, fundamentalmente, con la prevención y el tratamiento de lesiones de la columna vertebral lumbar ^{160,254,255}. En este sentido, aunque el aumento de la fuerza máxima es un propósito común en los planes de rehabilitación del DL, el aumento de la resistencia de los músculos del *core* es más importante en la prevención de lesiones en la columna lumbar ^{163,255}. Por este motivo, el incremento de la resistencia de esta musculatura podría ser fundamental tanto para la prevención de lesiones como para el rendimiento deportivo, inclusive para la correcta realización de las actividades de la vida diaria ¹⁵⁹, debido a que la fatiga tiene un impacto perjudicial sobre la coordinación muscular, el control postural y la estabilidad de la región ²⁵⁶⁻²⁵⁹.

En conclusión, la fuerza de la zona *core* se muestra a través de la activación de los grupos musculares incluidos en ella, con el objetivo de crear y transmitir fuerza desde la parte central del cuerpo hasta las extremidades, en reacción a diferentes estímulos de movimiento. No obstante, la estabilidad lumbopélvica de la columna no solo depende de esta fuerza muscular, sino también de una información nerviosa adecuada que retroalimente al SNC, lo que permite una respuesta adecuada a través de la correcta secuencia de activación muscular en los músculos centrales ^{251,260}.

- Relación entre la estabilidad del core y la prevención de lesiones en el deporte

La estabilización del *core* es una parte fundamental dentro del entrenamiento deportivo y la rehabilitación de lesiones, puesto que permite sostener la columna lumbar y la pelvis en una posición neutra. Dentro de la prevención de estas, el fortalecimiento del *core* tiene como finalidad garantizar un correcto estado funcional de los tres subsistemas (pasivo, activo y SNC), cuyo propósito final es el de conseguir un estado óptimo para mantener el equilibrio postural estático y/o dinámico, organizar movimientos específicos o resistir fuerzas externas imprevistas ²⁰². Un preciso fortalecimiento del *core* es, por tanto, un elemento clave de cualquier programa de actividad física para la salud y el deporte ²⁶¹. Actualmente existe evidencia que sugiere que el entrenamiento de los componentes neuromusculares en los programas de entrenamiento de estabilidad de *core* reduce el peligro de lesión del ligamento cruzado anterior ^{262,263}, la musculatura isquiotibial ²⁶⁴ y en DL ^{121,265}.

Por otro lado, en cuanto al rendimiento deportivo, un mejor funcionamiento del *core* se considera factor determinante para la obtención de mejores resultados en deportes como en atletismo, voleibol, balonmano, natación, ciclismo, patinaje o tenis ²⁶⁶⁻²⁶⁸ aunque estudios recientes ponen en duda dicha afirmación debido a que las pruebas utilizadas para evaluar la musculatura central no evalúan la transferencia del gesto a la actividad deportiva ^{111,269,270}

Por este motivo, el fomento de este papel estabilizador de la musculatura del *core*, debe ser una consideración primordial en el momento de planificar los programas de ejercicios dirigidos a la rehabilitación terapéutica y a la mejora de la salud y prevención de lesiones o el rendimiento deportivo. Sin embargo, no debe ser la única, pues los factores biopsicosociales asociados el DL debe tenerse presente en los programas de rehabilitación tanto en deportistas como en no deportistas. Además, se deben establecer estrategias de valoración objetivas para que las mediciones puedan compararse entre sí a lo largo del tiempo y se determine la eficacia del entrenamiento del *core* y su papel en la prevención de lesiones.

1.6 VALORACIÓN DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA Y ABDOMINAL

1.6.1 HISTORIA CLÍNICA EN FISIOTERAPIA

El diagnóstico de fisioterapia es uno de los aspectos más significativos de la experiencia diaria del fisioterapeuta, cuyo primer objetivo en el DL es excluir patología grave y detectar posibles factores psicosociales que impliquen un obstáculo a la recuperación. Esto es lo que se conoce como banderas rojas y amarillas, respectivamente ^{271,272}; aunque igualmente, en dicha entrevista, podrían detectarse otras banderas (naranjas, azules o negras) ²⁷³. Se estima que aproximadamente un 1 % de los casos son banderas rojas o patología espinal específica ²⁷⁴ y que estos deben ser derivarse al especialista médico apropiado.

Tras ello se procederá a asignar a las personas a una de las tres categorías; DL inespecífico, síndromes radicales o DL específico ²⁷⁴. En el momento de realizar un diagnóstico de fisioterapia, ha de establecerse una forma de valoración del paciente que permita definir los objetivos de fisioterapia según los problemas de salud encontrados, por ello, lo primero de todo es realizar de forma correcta la entrevista clínica o anamnesis ²⁷⁵, puesto que es la base esencial sobre la que se sostiene cualquier intervención en fisioterapia u otra especialidad sanitaria.

Una anamnesis detallada y exhaustiva es necesaria en la práctica clínica, ya que contribuirá a establecer el criterio diagnóstico y el plan terapéutico a seguir en cada paciente ²⁷⁶. En la elaboración de la historia clínica se obtiene gran cantidad de datos, los cuales habrá que analizar a través del razonamiento clínico, y poder establecer las hipótesis diagnósticas en cuanto al problema de salud del paciente se refiere ²⁷⁷.

- Cuestionarios de salud y actividad física

Las escalas de valoración y los cuestionarios de salud y actividad física, son registros de datos que aportan información sobre la intensidad del dolor y su repercusión en las actividades de la vida diaria y deportiva ²⁷⁸. Para la obtención de información en pacientes con DL, se considera apropiado el uso de cuestionarios de predicción de riesgos de la salud como el cuestionario *STarT Back* ^{279,280}, el *Örebro Musculoskeletal Pain Screening Questionnaire* ^{281,282} y el *PICKUP Questionnaire* ²⁸³. No obstante, los cuestionarios de incapacidad para el DL como el índice de discapacidad de *Oswestry* (ODI), junto con el

INTRODUCCIÓN

Cuestionario de discapacidad lumbar *Roland-Morris* (RMQ), son los más utilizados y recomendados a nivel mundial ²⁸⁴.

Las hipótesis clínicas derivadas de la anamnesis y la historia clínica, deberán ser confirmadas en el examen físico posterior y durante el tratamiento, de forma que se atienda al estado de curación del tejido, la estructura anatómica, las limitaciones en actividades y/o las funciones con base a la clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud y el riesgo y/o contraindicaciones ²⁸⁵⁻²⁸⁸.

- *Exploración física*

La exploración física o valoración en fisioterapia debe permitir que el razonamiento clínico incluya pruebas o test para la recopilación de datos apropiados que, junto con la historia clínica, no solo sean el registro de los síntomas pasados y presentes, sino que también constituyan la base del tratamiento, la prevención y el pronóstico futuros ²⁸⁹⁻²⁹¹. La realización y explicación correcta de esta valoración es importante, ya que las personas con DL a menudo tienen ideas erróneas sobre lo que sucede, siendo posible que se les haya dado todo tipo de explicaciones especulativas sobre sus síntomas, lo que provoca ansiedad y confusión ²⁹².

Estos pacientes a menudo buscan una explicación sobre lo que está mal ²⁹³. En ese sentido, una explicación basada en la mejor evidencia puede contribuir a reducir la confusión y el caos conceptual del paciente, asegurar que el clínico sepa lo que está sucediendo y así visualizar el beneficio potencial del tratamiento dirigido a la estructura dolorosa ²⁹⁴. Por ello, la primera parte del examen físico de la espalda debe incluir la exploración visual, la movilidad (activa y pasiva) de la espalda, el análisis de la postura ²⁹⁵, la exploración neurológica (balance muscular, sensibilidad y reflejos), y por último, la palpación de la región lumbar ²⁹⁶.

- *Exploración funcional*

Cabe recordar que el fisioterapeuta es el profesional del movimiento ^{297,298} y debe saber identificar sus alteraciones para poder elaborar planes terapéuticos adecuados a las mismas y a la situación clínica del paciente. Considerando que el cuerpo humano es uno de los sistemas más complejos que podemos conocer, se deben tener unos criterios de valoración esenciales, así como la destreza de diagnosticar distintos desordenes del

INTRODUCCIÓN

movimiento ^{299, 300}. Por ello, en base a esta premisa, la segunda parte de la exploración física debe encaminarse hacia la valoración funcional y del movimiento ³⁰¹. Son varias las estrategias propuestas por diferentes métodos y autores existentes en la actualidad: *Functional Movement Screen (FMS)* ³⁰², *Spartanova* ³⁰³, *Joint By Joint* ³⁰⁴, Stuart McGill ³⁰⁵, Shirley Sahrmann ³⁰⁶⁻³⁰⁹ o Luomajoki ³¹⁰⁻³¹³. Por estos motivos, la fisioterapia como profesión deberá promover el sistema de movimiento como la base para optimizar el mismo y mejorar la salud de la sociedad ³¹⁴.

También existen otras estrategias que disponen al fisioterapeuta para elaborar un plan de tratamiento basados en la clasificación en subgrupos del DL: *Specific treatment of problems of the spine* ³¹⁵, *Treatment-based classification* ³¹⁶ y *Cognitive Functional Approach* ³¹⁷. El modelo tradicional biomédico prioriza en la búsqueda de un origen de dolor en lo anatómico, mediante valoraciones del tejido, pruebas específicas ortopédicas o pruebas de imagen de la región afectada, con lo que se dirige el tratamiento hacia el tejido sintomático ³¹⁸. Este modelo tradicional parece resultar limitado, puesto que la mayoría de los trastornos persistentes de dolor musculoesquelético no traumático no tienen un diagnóstico anatomopatológico que explique adecuadamente la experiencia de dolor y la discapacidad del individuo ³¹⁹. Por el contrario, la observación de patrones de movimiento básicos permite que se valoren el control neuromuscular dinámico y la interconexión de múltiples articulaciones y zonas corporales, puesto que las estrategias de tratamiento, sean deportistas o no, sean niños o ancianos, deben tener objetivos guiados no solo hacia mejorar el dolor, la movilidad articular, sino hacia la optimización del movimiento y la función ³²⁰.

No obstante hay que ser precavidos con esta afirmación, dado que el tratamiento dirigido únicamente a la normalización de la biomecánica lumbar tiene poco efecto y no hay correspondencia entre los cambios en el resultado y la mecánica espinal ³²¹. Por otro lado, se ha de tener en cuenta que estudios previos han determinado que la cronicidad de los síntomas podría implicar, a nivel neurofisiológico, una alteración del procesamiento a nivel central. Esta alteración contribuye a la generación de cambios neuroplásticos desadaptativos en los niveles medular y supra medular en los que pueden verse afectados los factores psicológicos, somatosensoriales y motores. Estos cambios neurofisiológicos a nivel central podrían estar relacionados con trastornos motores presentes en pacientes con DL y respuestas deficientes al tratamiento ³²².

INTRODUCCIÓN

Asimismo, se debe considerar la perspectiva biopsicosocial contemporánea y lo relacionado con las creencias, las actitudes, el significado del dolor y el contexto sociológico^{323,324}. Por ello, la fisioterapia necesita dar importancia a estos factores y emplear un proceso de reactivación para disminuir la necesidad percibida de protección y aumentar la confianza de las personas; por ejemplo, a través de la educación del dolor de forma que mejore la representación cerebral de la espalda y la capacidad del cuerpo para enfrentarse a las tareas de la vida diaria^{325,326}.

Cada vez son más las publicaciones que apuestan por la actividad física como opción terapéutica y preventiva en lugar del reposo y el descanso en el DL. Las revisiones científicas existentes sugieren que los ejercicios de movilidad, flexibilidad y fuerza son los pilares para la elaboración de protocolos de ejercicios terapéuticos^{285,327,328}. La evidencia científica actual señala que la pérdida total o parcial de alguna de las cualidades anteriores, además de la aparición de fatiga muscular lumbar, es un factor de riesgo potencial para la aparición del DL³²⁹. El mayor inconveniente que aparece es que todavía no se ha establecido un *gold standard* para evaluar el movimiento y aunque existen unos patrones motores y movimientos funcionales básicos que marcan unas líneas de base medibles y confiables³³⁰, esta misma variabilidad y complejidad del movimiento humano, hace que estas valoraciones sean tan difíciles de regularizar.

Por otra parte, las distintas técnicas de evaluación del movimiento funcional le otorgan al fisioterapeuta la capacidad de observar el movimiento de una forma global y lo que le permite la detección de problemas en los patrones de movimiento en diferentes tareas motoras comunes. Estas valoraciones, también ofrecen la posibilidad de descubrir asimetrías o desviaciones ocasionadas bien sea por dificultades de movilidad, de estabilidad o de control motor^{302,307,308,313}.

Por otra parte, la valoración funcional examina, mediante distintas pruebas, la manera en la que se mueve el ser humano. El objetivo de estas pruebas es determinar de forma individual, si el movimiento en el día a día, durante las actividades de la vida diaria, profesionales o en la práctica deportiva, supone algún riesgo para la salud. La principal ventaja de estas mediciones es que involucran la biomecánica de todo el cuerpo. Estas técnicas de valoración del movimiento funcional, incluyen pruebas funcionales, las cuales son métodos de evaluación sencillos, económicos y que aportan datos interesantes e

INTRODUCCIÓN

interpretables a tiempo real, para la prevención de los elementos de riesgo³³¹⁻³³⁴. De igual forma, estas pruebas establecen un marco para el diseño de un programa de ejercicios desde el que proporcionar un estímulo adecuado, para reestablecer la amplitud de movimiento, la fuerza y el control neuromuscular³²⁹.

1.6.2 LA ECOGRAFÍA EN FISIOTERAPIA

Los sonidos son ondas mecánicas que se producen por la vibración de un cuerpo elástico y son difundidas a partir de un medio material a través de las compresiones y dilataciones de este. El sonido se difunde a través del cuerpo, a diferentes velocidades, en forma de fluctuaciones de presión y dependiendo del tipo de estructura con que interactúa. Cuando el sonido modifica la velocidad soporta fenómenos de refracción y reflexión y es reflejado por la interfase característica de cada tejido, lo que indica su posición. Gracias a este fenómeno físico, funcionan los ecógrafos, con una frecuencia comprendida generalmente entre 2 y 10 MHz³³⁵.

La ecografía es una prueba de imagen que permite observar diferentes estructuras anatómicas a través de la aplicación, la transmisión y la recepción de haces ultrasónicos a través de un transductor. Los haces ultrasónicos son transmitidos a través del tejido que se quiere evaluar donde la impedancia sonora de cada tejido limitará la cantidad de pulso sonoro que retorna al transductor. Tal pulso es el que determina qué tipo de imagen se obtiene, tras su posterior procesamiento informático. Dicho proceso permite la interpretación, normalmente en escala de grises, lo que hace posible la creación de imágenes de los tejidos explorados. Esta modalidad ecográfica es la llamada ecografía bidimensional en escala de grises o modo B³³⁵.

- *La técnica RUSI*

La ecografía como método diagnóstico, con fines médicos, lleva utilizándose desde los años 50, aunque la primera vez que se usó para valorar la función muscular fue en 1968³³⁶. Durante los años siguientes, se realizaron publicaciones sobre todas las regiones corporales, donde el objetivo investigador era obtener una descripción de la musculatura tanto en individuos sanos como en los que tenían patología, para determinar de este modo un supuesto estado de normalidad. El primer estudio en el que se incluyeron fisioterapeutas dentro del equipo investigador se llevó a cabo en los años 80, donde el término usado para referirse a la técnica ecográfica en fisioterapia era *Real time*

INTRODUCCIÓN

Ultrasound Imaging ³³⁷. A medida que su uso se extendió entre los fisioterapeutas, crecieron las publicaciones. En el año 2003 apareció un estudio que validó el uso de la ecografía para observar la contracción muscular ³³⁸ siendo esta una de las principales beneficios de su uso, ya que permite valorar la sección transversal de un músculo durante su activación.

El término *Rehabilitative Ultrasound Imaging* (RUSI) se utiliza para definir la técnica que usa la ecografía como instrumento de medición en la rehabilitación de disfunciones musculoesqueléticas. Este nació en 2006, durante la primera edición del simposio de ecografía en rehabilitación organizado por la Universidad de Baylor, en San Antonio, Texas, donde además se establecieron los estándares de medición para la evaluación de la función muscular ³³⁹. Esta técnica, se define como “un procedimiento utilizado por el fisioterapeuta para evaluar la musculatura, el tejido blando y su función durante el ejercicio o actividad física, utilizándose como un modo de asistencia para mejorar la calidad de las intervenciones terapéuticas y la función neuromuscular” ^{340,341}.

Una de las importantes utilidades que muestra el uso de la técnica RUSI es su efecto no ionizante, que es una técnica no invasiva, su bajo precio y la posibilidad de evaluación dinámica ³⁴², con lo que pueden realizarse numerosas mediciones sin efectos adversos. Esto permite un mayor control en la evolución de la lesión y en la prevención de estas, donde se incluyen las recidivas ³⁴³. Otra de las ventajas que presenta la técnica RUSI es que existe buena correlación con la RM en las mediciones de diferentes entidades patológicas ³⁴⁴. No obstante, el principal inconveniente en el uso de la técnica RUSI es la relación de dependencia entre la calidad de las mediciones y la destreza del evaluador, ya que una mala comprensión del manejo del ecógrafo o de los puntos de referencia sonoanatómicos para las mediciones, podría alterar el estudio y sus resultados ³⁴⁰.

Actualmente, la técnica RUSI es posiblemente la más utilizada para la evaluación de la morfología y función de la musculatura de la pared abdominal ^{341,345-350}, de la región lumbar ^{342,347-349,351-357}, de la musculatura de la cadera ^{108,138,358} y de la musculatura del suelo pélvico ³⁵⁹⁻³⁶¹.

- Evolución de uso de la técnica RUSI en fisioterapia

La técnica RUSI se utiliza tanto en investigación como en procesos de rehabilitación en clínica, lo que requiere habilidades y entrenamiento específicos ³⁶². España es, posiblemente, el país de la unión europea donde mayor uso terapéutico tiene la ecografía. Tanto es así que la formación en RUSI se encuentra dentro del programa académico de numerosos postgrados y cursos de fin de semana.

Por tal motivo, desde 2017 existe un documento editado y publicado por el Ilustre Colegio de Fisioterapeutas de la Comunidad de Madrid que aborda la excelencia en la formación en ecografía para fisioterapeutas. Por otra parte, dado el interés que suscita la técnica RUSI entre los fisioterapeutas, desde 2013 existe, dentro de la Asociación Española de Fisioterapeutas, el subgrupo denominado Sociedad Española de Ecografía en Fisioterapia ³⁶³.

El uso del ecógrafo y de la técnica RUSI entre los fisioterapeutas está ampliamente extendido, así como las diferentes regiones donde se utiliza. En la región temporomandibular (figura 10), el uso de la ecografía contempla la medición del AST del músculo masetero y temporal ³⁶⁴, los rangos de translación condilar y el espacio articular temporomandibular ³⁶⁵ y el aumento de la capsula articular ³⁶⁶. A partir de estas mediciones, se llega a la conclusión de que existe un mayor grosor en la musculatura y en la cápsula articular así como una disminución del espacio temporomandibular y una disminución en la translación del cóndilo en el movimiento de apertura de la boca en pacientes con trastornos temporomandibulares.

Por otro lado, en la región cervical, se han estudiado los diferentes grosores de las AST de músculos como el largo del cuello o los multífidos en individuos con dolor cervical, encontrándose estos con menores valores que en personas sanas ^{367,368}

INTRODUCCIÓN

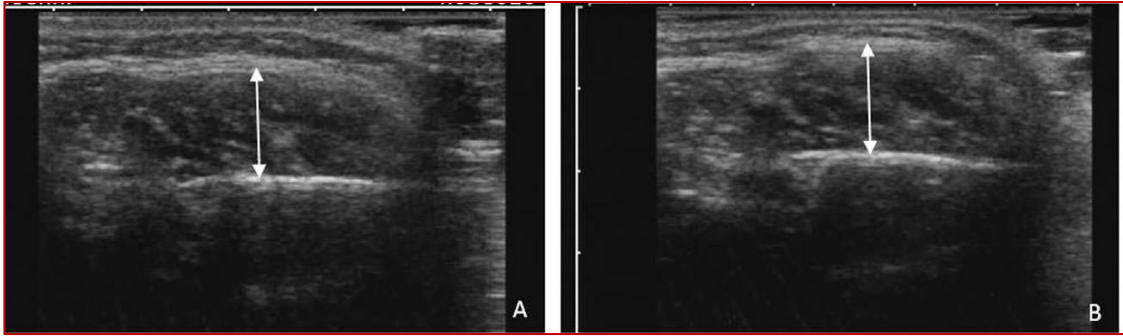


Figura 10. Imagen ecográfica del músculo masetero en reposo (A) y durante el cierre mandibular (B); las flechas indican los sitios de las mediciones del grosor muscular. Fuente: Pant et al. 2014 ³⁶⁴

En dolor de hombro, se ha estudiado el grosor del tendón del supraespinoso y el espacio subacromial, así como la influencia que estos parámetros pueden tener en la prevalencia de patología en esta región ³⁶⁹ (figura 11).

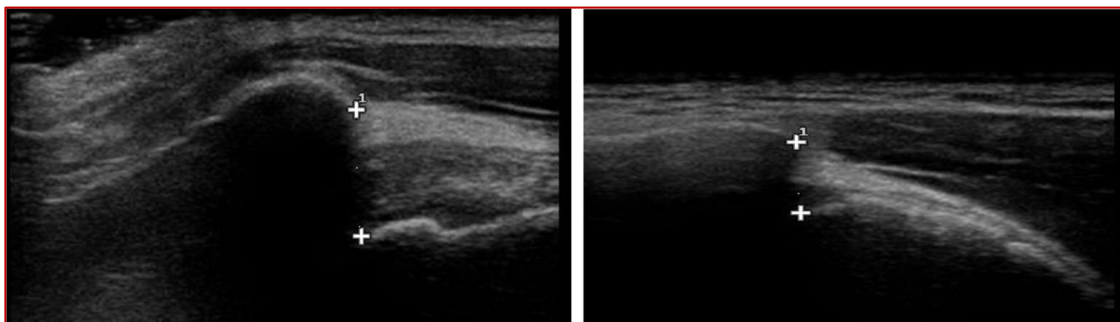


Figura 11. Mediciones ecográficas del espacio subacromial representado por la distancia entre los dos símbolos de cruz blanca. Fuente: Blume et al. 2014 ³⁶⁹.

En relación con el miembro inferior, son varias las regiones que tienen relevancia desde la perspectiva de la ecografía; por ejemplo, en osteoartritis de rodilla, se ha observado que el músculo vasto medial tiene un AST menor comparada con población sana ³⁷⁰. En lesiones musculares, como la del bíceps femoral, se considera apropiado realizar un seguimiento ecográfico dentro de los criterios biológicos para el retorno al deporte ³⁷¹. En lo que respecta a la articulación del tobillo, se ha estudiado como el AST de los músculos peroneos esta disminuida en aquellas personas que ha sufrido un esguince lateral de tobillo ³⁷² (figura 12). En la región del pie, tanto el grosor como el AST de los

INTRODUCCIÓN

músculos abductor corto y flexor corto del primer dedo se encontraron disminuidos en población con hallux valgus ³⁷³. También, para el diagnóstico de la fascitis plantar, el uso de la ecografía resulta de especial interés en fisioterapia, a raíz de los cambios estructurales presentes en individuos que presentan esta patología ³⁷⁴. Igualmente, en patología tendinosa rotuliana ³⁷⁵ y aquilea ³⁷⁶, la ecografía nuevamente es considerada una herramienta útil tanto en el tratamiento como en el seguimiento de la lesión.

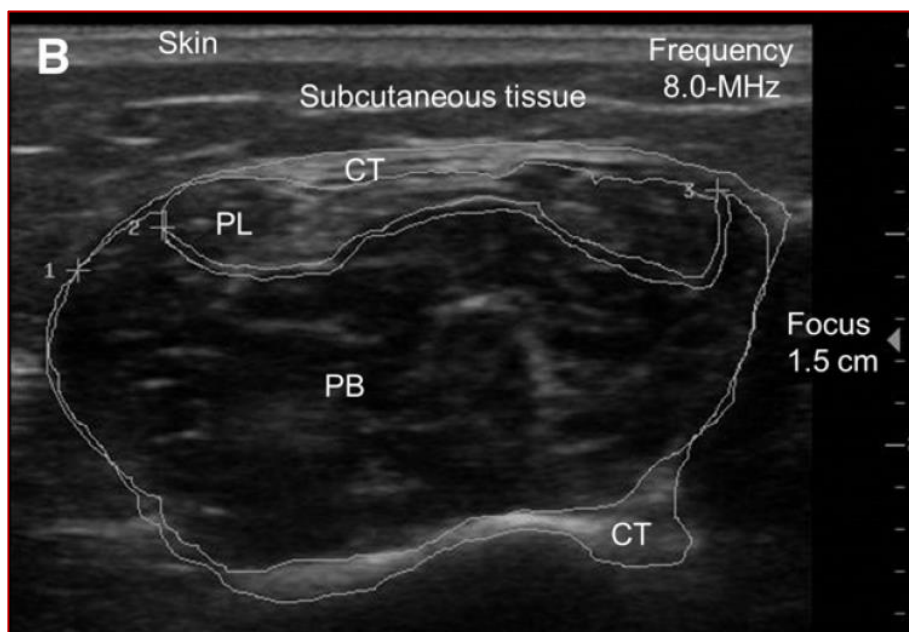


Figura 12. Imagen ecográfica para medir la sección transversal y perímetro circular de los músculos peroneo lateral corto y largo. Fuente: Lobo et al. 2016 ³⁷².

CP (Perímetro circular); CSA (área transversal); CT (tejido conectivo perimuscular); PB peroneo corto;
PL (peroneo largo)

Por otro lado, una región anatómica donde es de especial interés el manejo del ecógrafo es el suelo pélvico ³⁷⁷, por su relación en patología como la incontinencia urinaria, fecal o en la vejiga hiperactiva así como por su relación con el DL. En la región abdominal, son numerosos los estudios que utilizan la técnica RUSI para medir la activación y asimetrías de la musculatura del *core*, como en béisbol ³⁷⁸, rugby ³⁷⁹, pilates ³⁴⁷ (figura 13) y levantadores de pesas ³⁸⁰.

INTRODUCCIÓN



Figura 13. Imagen de ultrasonido de los músculos TrAb, OI y OE. Fuente: Gala-Alarcón et al. 2017 ³⁴⁷.

OE (Oblicuo externo); OI (Oblicuo interno); TrAb (Transverso profundo del abdomen)

Por último, cabe destacar que el uso de la ecografía cobra especial relevancia en todo lo concerniente a procesos derivados de las técnicas de fisioterapia invasiva, como puede ser la punción seca, donde la punción eco-guiada permite visualizar, durante el tratamiento y en tiempo real, las estructuras nobles, como la pleura, los nervios, los vasos, las glándulas y los ganglios. Con ello, se minimiza el riesgo de mala praxis durante el procedimiento ³⁸¹.

- La técnica RUSI en el dolor lumbar

La técnica RUSI se considera una herramienta válida y fiable ³⁶⁰ en la evaluación de la activación muscular y el control motor, estando su uso ampliamente extendido entre los fisioterapeutas. En población con DL, su uso se justifica a través de la valoración del patrón de activación o del AST de músculos tan importantes en la biomecánica de la zona, como pueden ser el ML o el TrAb entre otros ^{134,340,348,356}. Asimismo, en el deporte, los personas con DL presentan patrones de activación muscular abdominal alterados ¹⁶⁷ y alteración de los mecanismo de control ^{102,103}, siendo varios los deportes donde la aplicabilidad de la técnica RUSI ha demostrado su utilidad.

En fútbol, se ha estudiado que la musculatura del *core* puede estar implicada en la aparición de DL y que la valoración y seguimiento de esta, a través de RUSI, puede ser eficaz en la prevención de esta patología ³⁴². En ciclismo ³⁸², los resultado de este estudio

INTRODUCCIÓN

mostraron un grosor significativamente menor de TrAb y del ML en ciclistas con DL en comparación con los ciclistas sin DL, tanto en posición de decúbito con anteversión pélvica como montado en la bicicleta. En cricket, se ha observado como la asimetría en el grosor del OI puede ser beneficioso en la prevención de DL, sin embargo la disminución del AST del TrAb durante el movimiento del lado dominante representa un factor de riesgo en la aparición de DL ³⁸³. Por último, en baloncesto, los estudios confirman la existencia de cambios morfológicos tanto en la musculatura del *core* como en el TCPM de la región del abdomen, al igual que una disminución en el grosor del músculo diafragma en jugadores de baloncesto profesionales ³⁸⁴ (figura 14).

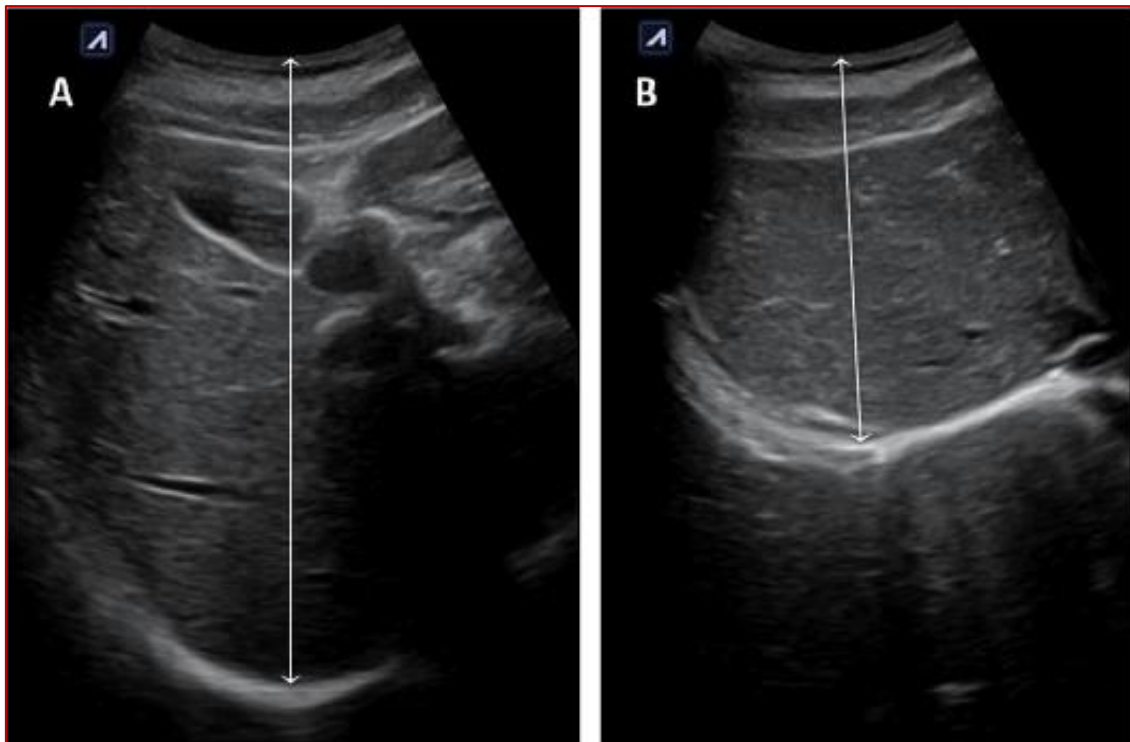


Figura 14. Imagen ecográfica del hemidiafragma derecho mediante sonda convexa en espiración relajada máxima (A) y en inspiración relajada máxima (B). Fuente: Almazán-Polo et al. 2020 ³⁸⁵.

1.6.3 PRUEBAS FUNCIONALES

Debido a la relevancia de los músculos del *core* y de los posibles beneficios de la mejora de la fuerza resistencia en la robustez de la región lumbar, se han descrito diversas pruebas de campo y de laboratorio para valorar la resistencia de los músculos del tronco. No obstante, en la actualidad, se debate sobre cuál es la manera óptima de evaluar la fuerza y la resistencia del *core*. La evidencia científica no establece cual es la metodología que aporta los datos más fiables para que puedan ser usados como valores de referencia por investigaciones futuras ¹¹¹.

El motivo fundamental es que no se ha definido prueba alguna que evalúe de forma única el *core*, puesto que está compuesto por diferentes regiones anatómicas interconectados por el SNC, para aportar al raquis la estabilidad necesaria. Al mismo tiempo, el *core* tiene varias cualidades que pueden ser medidas, como la fuerza, la resistencia muscular, la potencia o la capacidad propioceptiva. Por este motivo, es complejo llegar a determinar una única prueba de valoración lo suficientemente válida y fiable para evaluar la musculatura de la región central del cuerpo ³⁸⁶.

Aun así, diferentes procedimientos son empleados en diversos contextos profesionales como en la fisioterapia, en el entrenamiento deportivo o en la educación física, donde los materiales empleados determinarán las características de la evaluación, como por ejemplo la fiabilidad, la precisión, el coste y la facilidad de uso.

A pesar de no poder hacerlo de forma única hasta el momento, para el ámbito científico es preciso determinar el efecto de la pérdida de fuerza en los deportistas no profesionales. Los métodos más frecuentes utilizados en la valoración de *core* son aquellos que cuantifican la capacidad de fuerza, como las pruebas isocinéticas e isométricas; las que miden la resistencia, como las pruebas dinámicas inerciales; y por último las que evalúan el comportamiento funcional, consideradas de valoración indirecta, como las pruebas dinámicas isoinerciales ³⁸⁷.

Si se analizan los distintas instrumentaciones utilizadas para la valoración de la fuerza del *core*, tanto en el ámbito clínico como en el ámbito de investigación en laboratorio, el método más utilizado es la dinamometría isocinética ^{260,388-390}. Sin embargo y a pesar de que las investigaciones concluyen que este método es válido y reproducible ^{388,389} su utilización en el contexto clínico es escasa, por el considerable

INTRODUCCIÓN

gasto que implica. No obstante, su aplicación en el ámbito científico está muy desarrollado ^{391,392}.

De forma paralela, para determinar de la fuerza central, la medición a través de un dinamómetro de mano permite registrar la fuerza isométrica del *core* en todos los rangos articulares de la columna y de la cadera, con lo que se puede trabajar desde diferentes ángulos con contracciones máximas estáticas mantenidas algunos segundos ^{387,393}. Otros métodos utilizados son los isoinerciales, los cuales se basan en movimientos sobre los que se aplica una resistencia externa constante, que con frecuencia es el propio peso corporal. Igualmente, en algunas de estas mediciones, se hace necesario emplear equipos específicos que permitan cuantificar el torque, la aceleración y la velocidad del tronco ³⁹⁴.

Por otro lado, están descritas valoraciones de la fuerza del *core* que no necesitan prácticamente ningún material. Un ejemplo, es la prueba de *sit-up*, que consiste en realizar el mayor número de flexiones de tronco en decúbito supino en un tiempo determinado ³⁹⁵. Sin embargo, a pesar de estar considerada como una prueba óptima para evaluar la resistencia muscular del tronco, diferentes estudios la descartan por su efecto negativo sobre la región lumbar ^{122,146,147,164}. La flexión anterior del tronco durante el ejercicio causa una elevada presión y cizallamiento, lo que podría afectar al anillo fibroso y provocar ciertas patologías, como una hernia discal ³⁹⁶.

En cuanto a las pruebas que valoran la resistencia muscular del *core*, se encuentran las pruebas isométricas, las cuales se basan en mantener una postura estática durante el mayor tiempo posible. Dentro de las pruebas de campo, el protocolo más utilizado, es el de *McGill* ³⁹⁷, diseñado para medir la estabilidad central en personas sanas y deportistas. En un inicio, este protocolo fue llevado a cabo para evaluar la estabilidad central en personas con DL, sin embargo estudios posteriores han concluido que es fiable ¹⁶⁴ y válido ^{398,399} para ser utilizado en nuevas investigaciones.

Este protocolo consta de cuatro pruebas isométricas en donde se evalúa la resistencia muscular del *core*. Los ejercicios que lo componen son; la prueba modificada de *Biering-Sørensen*; la prueba de plancha lateral derecho e izquierdo y; la prueba de resistencia de flexores de tronco o plancha frontal. Esta valoración principalmente valora la musculatura flexora, extensora de tronco, así como los músculos laterales del tronco y de la cadera, ya que, según *McGill et al.* ³⁹⁷, son los que aportan más estabilidad a la columna durante la

INTRODUCCIÓN

mayoría de los movimientos dinámicos. Otra de las pruebas isométricas es la prueba de puente prono ⁴⁰⁰, cuyo objetivo es valorar, principalmente, la resistencia muscular de la parte posterior y anterior del *core*.

Por último, se han descrito las pruebas dinámicas para la valoración funcional del *core* que, aunque, son pruebas consideradas indirectas, su objetivo es evaluar la estabilidad central mediante movimientos más reales y parecidos a los llevados a cabo en la vida diaria o deportiva, y que necesitan de esa estabilidad para ser realizados adecuadamente. Algunas de estas pruebas son el *Star-Excursion balance test* (SEBT) ⁴⁰¹⁻⁴⁰³, el *Y – Balance Test* (YBT) ⁴⁰⁴, la sentadilla unipodal ⁴⁰⁵⁻⁴⁰⁷ y el lanzamiento de balón medicinal ³⁸⁷.

2 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

El DL en deporte no es un problema reciente y, sin embargo, cada año el número de personas que lo sufren aumenta. En la actualidad, numerosos estudios han justificado, a través de sus resultados, la necesidad de analizar el comportamiento de la musculatura de la región abdominal, lumbar y de cadera, tanto en reposo como en activo en las personas con DL. En este sentido, la técnica RUSI se usa en fisioterapia como una herramienta para la evaluación y el tratamiento en diversas patologías, donde existe literatura científica que relaciona el área de sección transversal de la musculatura lumbar y abdominal con el DL ^{350,352,357,408-410}. De igual modo, también se ha relacionado como la pérdida de rangos de movilidad articular en el miembro inferior o los déficits en el equilibrio y fuerza de la región lumbar podrían ser un factor predisponente para sufrir DL. En este aspecto, diversos estudios han comprobado, a través del uso de las pruebas funcionales, la relación entre la puntuación obtenida en estas pruebas y la probabilidad de desarrollar dolor en diversas regiones del aparato locomotor en el futuro ^{331,333,334,411-413}.

No obstante, a pesar de que varios autores ponen en duda que esta relación tenga suficiente valor como para ser utilizada con fiabilidad en el deporte ^{333,334}, en el momento actual y para el conocimiento del equipo de investigación, no existen estudios que informen sobre la relación entre el glúteo medio y menor, los músculos abdominales y ML con las pruebas funcionales en deportistas no profesionales con antecedentes de DL y hernia discal lumbar. El motivo principal que ha justificado el diseño de la presente investigación, puesto que, a pesar de que la literatura científica es extensa en la relación entre el área de sección transversal de la musculatura lumbar, abdominal y el DL ^{350,352,357,408-410}, es que no se han encontrado estudios que relacionasen las áreas de sección transversal de los músculos mencionados anteriormente con los resultados de las pruebas funcionales propuestas en este estudio en individuos con DL y hernia discal lumbar.

En este sentido, se considera determinante conocer si existe relación entre las áreas de sección transversal, a través de la técnica RUSI, de la musculatura abdominal, ML y glúteo medio y menor, con los resultados de las pruebas funcionales para optimizar las estrategias de prevención y tratamiento en pacientes con DL y hernia discal lumbar que practican deporte de forma no profesional.

3 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1 HIPÓTESIS DE INVESTIGACIÓN

Existe una relación entre las secciones transversales de la musculatura abdominal, ML y glúteo medio y los resultados de las pruebas funcionales en deportistas no profesionales con dolor y hernia discal lumbar y sus resultados son diferentes a los de deportistas no profesionales sin DL.

3.2 OBJETIVO GENERAL

Estudiar la relación entre las secciones transversales del glúteo medio y menor, el ML y la musculatura abdominal, evaluadas mediante ecografía RUSI, los cuestionarios de actividad física y las pruebas funcionales y comparar los resultados entre deportistas no profesionales con DL y hernia discal lumbar y sin DL.

3.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Analizar las características sociodemográficas y clínicas de los deportistas no profesionales con DL y hernia discal lumbar y compararlas con los que no presentan DL.

Valorar la influencia de la dominancia del miembro inferior en las secciones transversales de la musculatura y las pruebas funcionales.

Describir las diferencias entre las pruebas de flexibilidad y funcionales y las mediciones ecográficas entre los deportistas no profesionales con DL y hernia discal lumbar y los que no presentan DL

Evaluar la relación entre las secciones transversales del glúteo medio y menor, el ML y la musculatura abdominal, evaluadas mediante ecografía RUSI y las pruebas de flexibilidad y funcionales.

4 METODOLOGÍA

4.1 DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO

4.1.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Se realizó un estudio observacional de casos y controles, siguiendo las recomendaciones de la declaración STROBE (*Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology*)⁴¹⁴ (anexo 1).

El estudio sigue las directrices de la Declaración de Helsinki, ha sido previamente aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica del Hospital clínico San Carlos con el código C.I. 19/044-E_Tesis (anexo 2) y registrado en *www.clinicaltrial.gov* con el código NCT03880370. Asimismo, cumple el Reglamento General de Protección de Datos (RGPD) (Ley Orgánica 3/2018, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales) en la que se les informaba que se respetaría el derecho ARCO (acceso, rectificación, cancelación u oposición) en cualquier momento de la realización del estudio, pudiendo incluso ejercer el derecho de oposición en un apartado de este mismo documento.

4.1.2 PARTICIPANTES

El estudio se realizó en las instalaciones del centro médico y de rehabilitación PREMIUM MADRID S.L., situado en la Comunidad de Madrid y con número de expedición en Sanidad: CS8630.

Los participantes incluidos en el estudio fueron reclutados como voluntarios, entre los meses de septiembre de 2019 y marzo de 2020, por medio de carteles informativos (anexo 3) colocados en los diferentes centros médicos y de rehabilitación Premium Madrid (Fuenlabrada, Madrid y Las Tablas) y a través del mismo cartel publicado en las redes sociales del equipo investigador.

Todos los participantes susceptibles de formar parte del estudio fueron informados por escrito de las características de la investigación, a través de la hoja de información al paciente (anexo 4) y firmaron el consentimiento informado (anexo 5).

Para participar en el estudio se seleccionaron personas con edad comprendida entre los 25 y los 55 años, el rango de mayor prevalencia de hernia discal lumbar en la población⁴¹⁵⁻⁴¹⁷, y que tuvieran una práctica mínima de 150 minutos semanales de actividad física aeróbica de intensidad moderada, o bien de 75 minutos semanales de

METODOLOGÍA

actividad física aeróbica vigorosa, o bien una combinación equivalente de actividades moderadas y vigorosas ⁴¹⁸.

Se excluyeron las personas que presentaran en el momento del estudio o que hubieran padecido un proceso traumático o cirugía en la zona lumbar o miembro inferior en el último año, alteraciones de la piel o infección local en la zona a explorar o que impida la medición ecográfica o realización de las pruebas funcionales, patología neurológica periférica o central, patología psiquiátrica y/o alteraciones cognitivas, enfermedades inflamatorias y tumorales o alteraciones que impidan la comprensión de las indicaciones y/o la realización de las pruebas.

Los participantes se dividieron en dos grupos en función de los criterios de clasificación. Se constituyó un grupo de estudio (GH) con aquellos participantes que hubieran presentado al menos un episodio de DL en los últimos 12 meses con una duración no superior a tres meses con o sin irradiación de dolor más allá de la región glútea, que confirmaron un examen neurológico normal en el momento del estudio y que además aportaran un examen complementario de imagen por RM para confirmar la presencia de hernia discal lumbar ²⁰. Asimismo, se reclutó un grupo control (GC) en el que se incluyeron aquellos participantes que no hubieran tenido DL en los últimos 12 meses.

4.2 TAMAÑO MUESTRAL

La estimación del tamaño muestral necesario para determinar la fiabilidad de la escala se realizó con base en el cálculo del coeficiente de correlación intraclase calculado con el programa estadístico Granmo ⁴¹⁹, donde aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisaron 25 participantes en el primer grupo o grupo control (GC) y 25 en el segundo grupo o grupo de enfermos (GH) para detectar una diferencia igual o superior al 0.2 unidades. Se asumió que la desviación estándar común es de 0.25 en la sección transversal de la musculatura abdominal y multífida en pacientes con DL (variable principal) ^{420,421}. Al tratarse de una única evaluación, se estimó una tasa de pérdidas de seguimiento del 0%.

4.3 VARIABLES

4.3.1 CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS

Como variables sociodemográficas se recogieron, mediante la entrevista personal previa a las mediciones, los datos demográficos recomendados por la Organización Mundial de la Salud ⁴¹⁸ que incluían sexo, edad, talla, peso y hábitos tabáquicos (anexo 6). También se preguntó el lado dominante del miembro superior y del miembro inferior, si había tenido DL y/o dolor de extremidad inferior de características radiculares (dolor desde la región lumbar glútea hasta el pie) y el número de episodios de estos síntomas en el último año.

La intensidad del dolor se evaluó a través de la escala visual analógica (EVA), puesto que es la escala más utilizada en estudios científicos para medir de forma subjetiva la intensidad de dolor. La EVA es una escala para indicar el nivel del dolor en pacientes adultos con dolor y está representada por una línea recta de 10 centímetros, marcada con una puntuación de 0 a 10, donde cero significa “sin dolor” y diez “el peor dolor soportable” ^{422,423}. Se solicitó a los participantes que anotaran el valor máximo de dolor de su último episodio, ya que en el momento de la prueba los participantes con hernia discal no tenían DL para evitar sesgos en las mediciones.

4.3.2 CUESTIONARIOS DE SALUD Y ACTIVIDAD FÍSICA

Los cuestionarios y escalas validadas que se utilizaron para obtener información en el presente estudio fueron: los cuestionarios ODI ⁴²⁴ (anexo 8) y RMQ ⁴²⁵ (anexo 9) para el grado de disfunción lumbar y para el nivel de actividad física y comportamiento sedentario, el GPAQ ⁴²⁶ (anexo 10). Todos los cuestionarios se aplicaron en su totalidad para no afectar el cálculo de los resultados.

El cuestionario ODI está compuesto por 10 preguntas con 6 posibles respuestas. Cada una de estas posibles respuestas supone una limitación cuantificada del 0 al 5. Siendo el 5 la máxima discapacidad. Solo se permite marcar una. La puntuación final del ODI se obtiene al sumar el resultado de cada respuesta y multiplicar el resultado por 2 y así se obtendrá el resultado en porcentaje de incapacidad. A partir de estos porcentajes se describen niveles de discapacidad, considerándose relevante clínicamente a partir de 41 puntos ⁴²⁴.

METODOLOGÍA

El RMQ es un cuestionario válido y fiable para medir la repercusión en las actividades de la vida de los participantes con DL calificado como leve – moderado. Son un total de 24 preguntas, donde cada una de ellas suma un punto en caso de estar de acuerdo por lo que la puntuación del cuestionario variará entre 0 y 24 puntos, siendo 24 el máximo de discapacidad comunicada ⁴²⁵.

En cuanto a la actividad física y hábitos sedentarios, el cuestionario utilizado fue el cuestionario internacional de actividad física (GPAQ) ⁴²⁷. Este fue desarrollado por la Organización Mundial de la Salud en respuesta a un mayor interés en el papel de la actividad física en la salud en 2002 ⁴²⁶. En él, se recogen datos sobre la actividad física y los hábitos sedentarios en tres puntos clave: actividad en el trabajo, actividad al desplazarse y actividad en el tiempo de ocio. El comportamiento sedentario describe el tiempo que el participante pasa sentado en el trabajo, en casa, en los desplazamientos o en sus actividades durante el tiempo libre. En lo que a la actividad en el trabajo se refiere, este punto contiene seis apartados que evalúan la intensidad de la actividad física durante al menos 10 minutos consecutivos, la periodicidad de esta en una semana típica, y cuanta aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco produce dicha actividad física. En el punto de actividad al desplazarse, este incluye tres apartados, que examinan la manera en que se desplaza el participante de un sitio a otro, con el uso de bicicleta o caminando durante al menos 10 minutos consecutivos, el número de días por semana que camina o se usa bicicleta, así como en un día típico. Por último, el punto de actividad en el tiempo libre propone seis ítems, que buscan información sobre la práctica de deportes y actividades físicas, que pudiera practicar el participante en su tiempo libre durante al menos 10 minutos consecutivos, cuántos días por semana y en un día típico.

Para medir la actividad física, se utiliza la unidad equivalente metabólico (MET) y que es la proporción del índice de metabolismo en activo y en situación de reposo. Un MET también puede ser definido como el oxígeno consumido en ml/kg/min, lo que equivale a 3.5 ml/kg/min de oxígeno en situación de reposo ⁴²⁸.

4.3.3 MEDICIONES ECOGRÁFICAS RUSI

La ecografía se desarrolló con un sistema de ultrasonido DC70 (Mindray) (figura 15), con un transductor lineal de 4-13 MHz (sonda de 38 mm) (figura 16). Todas las

METODOLOGÍA

mediciones fueron desarrolladas por el mismo evaluador, con 5 años de experiencia en ecografía musculoesquelética (anexo 7).



Figura 15. Sistema de ultrasonido DC70 (Mindray). Fuente: Elaboración propia.



Figura 16. Transductor lineal de 4-13 MHz (sonda de 38 mm). Fuente: Elaboración propia.

Como valores ecográficos se analizaron las secciones transversales de los músculos RA, OE, OI, TrAb, ML, glúteo medio y glúteo menor, así como el TCPM de la región

METODOLOGÍA

abdominal. Para la obtención de las mediciones de la región abdominal se realizó el protocolo propuesto por Whittaker et al. ^{340,341,360} (figura 17).

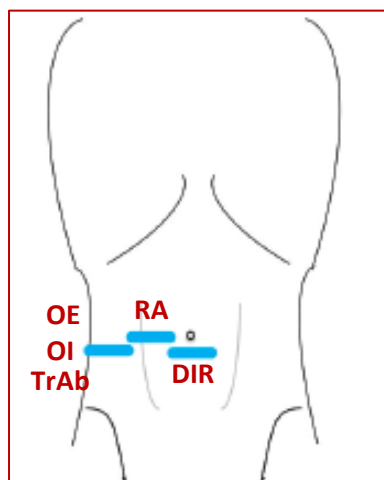


Figura 17. Referencias sonoanatómicas de las imágenes de la región abdominal. Para el OE, OI y TrAb se situó el transductor en el punto medio entre la cresta ilíaca y el borde inferior de las costillas en la línea media axilar; para el RA, se situó el transductor transversalmente en la mitad del propio músculo al nivel del ombligo; y la medición de la distancia interrectos en la línea media abdominal, justo debajo del ombligo. Fuente: Adaptada de Whittaker et al. 2013 ³⁶⁰.

OE (Oblicuo externo); OI (Oblicuo interno); RA (Recto anterior del abdomen); DIR (Distancia interrectos); TrAb (Transverso profundo del abdomen)

Para todas las mediciones se realizaron un total de 6 imágenes; 3 con ambas extremidades inferiores apoyadas y 3 con la pierna homolateral inferior elevada en flexión de cadera y extensión de rodilla. Los participantes recibieron instrucciones sobre cuándo debían levantar la pierna estirada.

Para la medición del músculo RA ³⁶⁰ (figura 18), los participantes se colocaron en posición supina con el brazo homolateral debajo de la cabeza y con las rodillas y las caderas ligeramente flexionadas colocando una cuña de rehabilitación debajo de las rodillas. El transductor se colocó inmediatamente por encima del ombligo y lateral a la línea media de manera que la sección transversal del músculo quedara centrada en la imagen. Todas las imágenes se realizaron de manera bilateral y al final de la exhalación, cuando los músculos estaban relajados. Este mismo protocolo se utilizó para medir la distancia TCPM de la región anterior del abdomen.

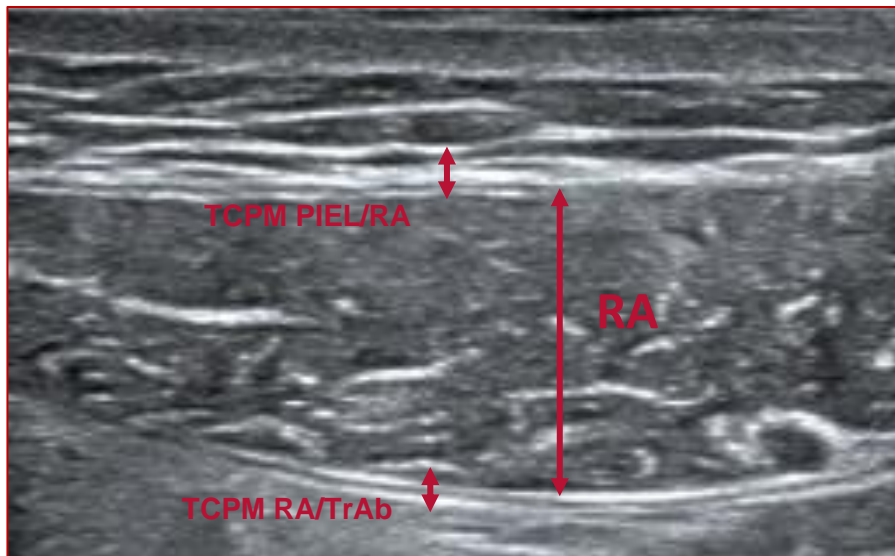


Figura 18. Pared abdominal anterior para la medición ecográfica del recto anterior del abdomen y del tejido conectivo perimuscular de la zona. Fuente: Elaboración propia.

RA (Recto anterior del abdomen); TCPM (Tejido conectivo perimuscular); TrAb (Transverso profundo del abdomen)

Para la DIR, la sonda se colocó en la línea media del abdomen, justo debajo del ombligo (figura 19). La imagen se realizó al final de la espiración.

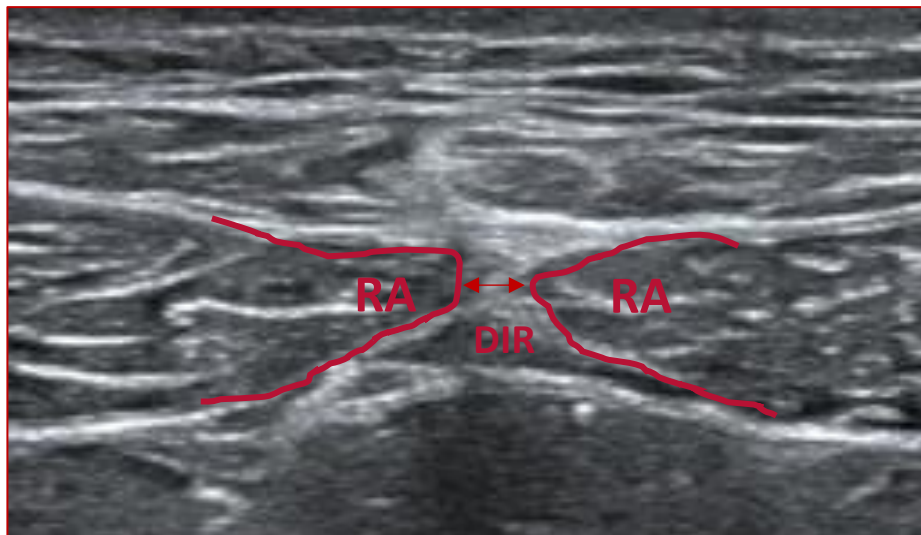


Figura 19. Medición ecográfica de la distancia entre ambos RA del abdomen en la región infraumbilical. Se aprecia en la imagen los dos rectos anteriores del abdomen con sus respectivas uniones mioaponeuróticas para la formación de la línea alba. Fuente: Elaboración propia.

RA (Recto anterior del abdomen); DIR (Distancia interrectos)

METODOLOGÍA

Para la medición de los músculos TrAb, OI, OE y del TCPM de la región lateral del abdomen los participantes a estudio se colocaron en decúbito supino, con el miembro superior homolateral debajo de la cabeza y con las rodillas y las caderas levemente flexionadas (colocando una cuña de rehabilitación debajo de las rodillas) ³⁶⁰. El transductor se colocó en el área anterolateral de la pared abdominal, superior a la cresta ilíaca y perpendicular a la línea media axilar y a la piel (figura 20). Se capturaron tres imágenes de cada una de las localizaciones, mientras se mantuvo la situación del transductor, en el mismo punto del ciclo respiratorio (finalización de la exhalación). Este mismo protocolo se utilizó para medir la distancia TCPM PIEL / OE, TCPM OE / OI, TCPM OI / TrAb y TCPM TrAb / VÍSCERA. Todas las mediciones se realizaron de forma bilateral.

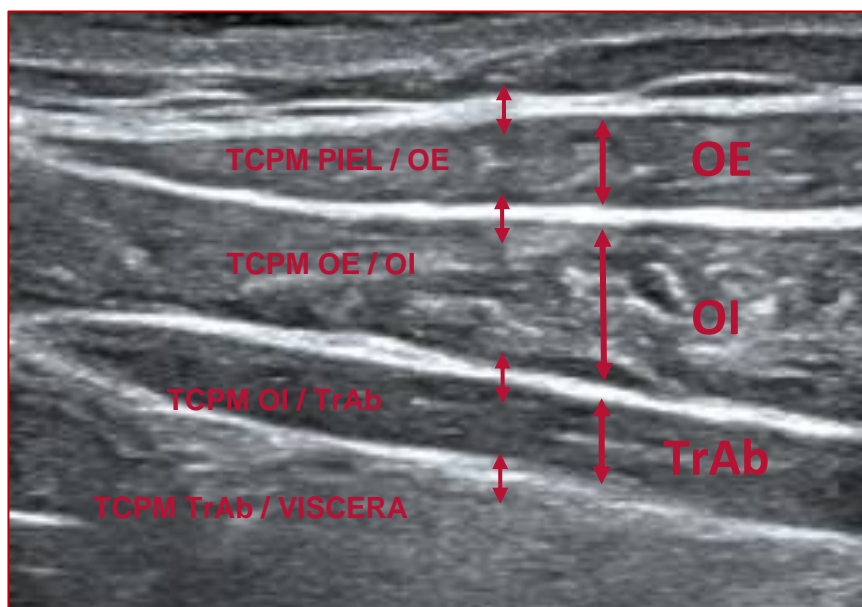


Figura 20. Pared abdominal anterolateral para las mediciones ecográficas de la musculatura y el tejido conectivo perimuscular. Fuente: Elaboración propia.

OE (Oblicuo externo); OI (Oblicuo interno); TCPM (Tejido conectivo perimuscular); TrAb (Transverso profundo del abdomen)

Para la obtención de las mediciones de la región lumbar se realizó el protocolo de Stokes et al. ³⁵⁴. Para evaluar los músculos multifidos lumbares (ML), los participantes se colocaron en decúbito prono. El transductor se colocó primero transversalmente a los

METODOLOGÍA

procesos espinosos de L4-L5 (L4 se ubica trazando una línea recta desde la cresta ilíaca hasta el área lumbar). El transductor se colocó longitudinal y lateralmente en los procesos espinosos, de modo que las articulaciones zigapofisarias de L4-L5 se colocaron en el centro de la imagen (figura 21).

Las imágenes se tomaron al final de la espiración. Se realizaron un total de 6 imágenes; 3 mediciones en reposo (con ambos brazos relajados) y 3 mediciones en activación muscular mediante la prueba de elevación del brazo contralateral (con el brazo contralateral elevado). El participante recibió instrucciones sobre cuando debía levantar el brazo recto. Todas las mediciones se realizaron de forma bilateral.



Figura 21. Región lumbar para las mediciones ecográficas del músculo multifido. Fuente: Elaboración propia.

ML Multifido lumbar

Para la obtención de las mediciones de la región glútea se realizó el protocolo propuesto por Whittaker et al. ⁴²⁹. La persona se colocó en decúbito lateral, con la pierna de la prueba arriba. La cadera de la pierna de la prueba estaba en flexión / extensión neutra, rotación neutra y con 20 ° de aducción con un rodillo de rehabilitación colocado debajo del tobillo y el pie. La rodilla de la pierna de la prueba estaba en extensión

METODOLOGÍA

completa. Se colocó el transductor en la cara lateral de la cadera, en la mitad inferior de una línea situada entre el margen superior del trocánter mayor y en el cuarto anterior del trayecto entre la espina iliaca anterosuperior y la espina iliaca posterosuperior (figura 22). Se ajustó la posición craneocaudal del transductor hasta obtener la imagen el labio superior del acetábulo. Se indicó a los participantes que separaran el tobillo del rodillo de rehabilitación en dirección al techo, manteniendo una flexión dorsal (DF) del mismo de 90°. Se tomaron tres imágenes en cada una tanto para el descanso como para el activo, es decir, 6 imágenes. Todas las mediciones se realizaron de forma bilateral.

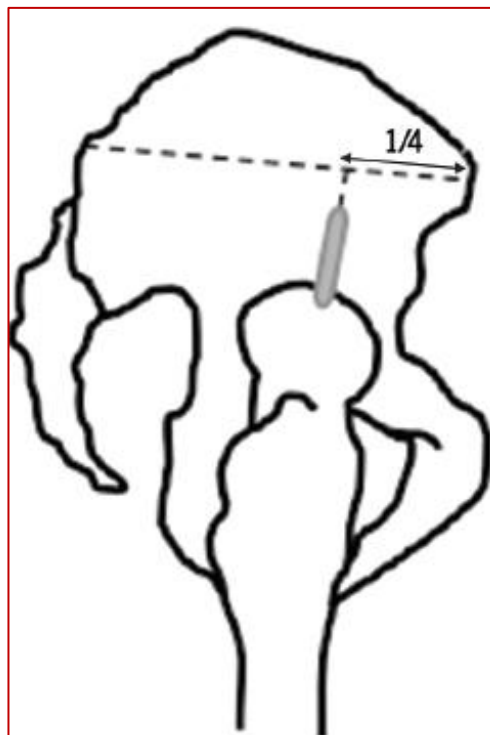


Figura 22. Imagen lateral de la cadera donde se muestra la referencia sonoanatómica para la medición del músculo glúteo medio y menor. Fuente: Whittaker et al. 2014 ⁴²⁹.

El transductor fue retirado y reposicionado entre las pruebas, con un descanso de 10 a 20 segundos, para evitar el efecto de fatiga del participante al realizar las diferentes pruebas (figura 23).

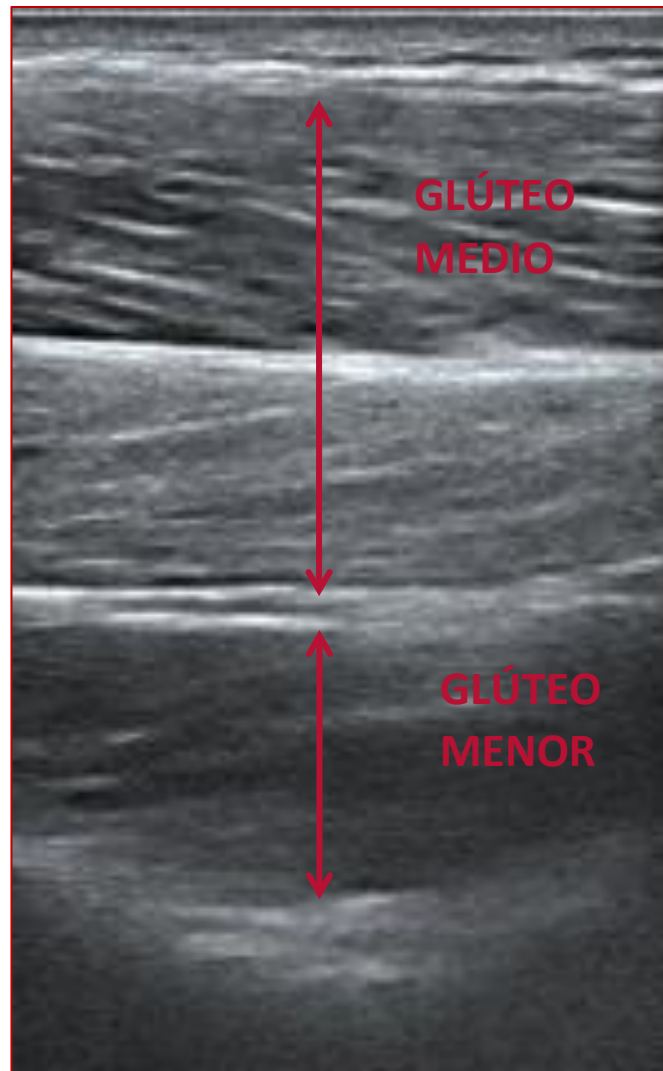


Figura 23. Región lateral de la cadera para las mediciones ecográficas del glúteo medio y menor.

Fuente: Elaboración propia.

En relación con la fiabilidad de las mediciones ecográficas, las investigaciones informan de una fiabilidad de moderada a excelente para las medidas en reposo y de pobre a buena para las medidas en activo, tanto en muestras sanas como en personas con dolor. Por lo que la técnica RUSI puede ser considerada una herramienta fiable para la descripción morfológica de la musculatura y TCPM del abdomen, ML y músculos glúteo medio y menor ^{354,360,429}.

4.3.4 PRUEBAS FUNCIONALES

Se realizaron diferentes mediciones del rango articular y de la flexibilidad. Estas fueron la prueba de dorsiflexión en apoyo ⁴³⁰⁻⁴³⁷, la prueba de elevación de la pierna recta

METODOLOGÍA

⁴³⁸⁻⁴⁴⁰ y la prueba de rotación de cadera ^{441,442} para estimar el rango articular de la cadera y el tobillo, respectivamente (anexo 7). Para llevar a cabo estas pruebas se utilizó un inclinómetro digital para teléfono móvil llamado *Clinometer (Version 2.4. Plaincode software solutions 2008)*. Investigaciones previas han estudiado la fiabilidad y validez para medir la amplitud articular a través de una aplicación de *smartphone*, demostrando que los coeficientes de correlación intraclase tienen una excelente fiabilidad intra (0.97) y una fiabilidad buena interprofesional (0.76) ⁴⁴³.

Para valorar la movilidad en flexión anterior del tronco, se utilizó la prueba dedos-suelo ^{440,444,445}, donde el instrumento de medida fue una cinta métrica clásica, con una cara graduada en centímetros, un largo de 1.50 metros y ancho de 2 centímetros.

Por último, se utilizó para valorar el equilibrio y la propiocepción, el YBT ⁴⁰⁴, y para analizar la resistencia muscular del tronco y la musculatura de la cadera se propusieron la prueba de plancha frontal ⁴⁴⁶⁻⁴⁴⁸, la prueba de plancha lateral ⁴⁴⁹ y la prueba modificada de *Biering-Sørensen* ^{161,162} (anexo 7).

- Prueba de flexión dorsal de tobillo

Para esta medición, en primer lugar, se calibró el inclinómetro digital colocándolo en la parte inferior de la pierna (en el margen anterior de la tibia, a 10 cm distal de la meseta tibial), con el tobillo en posición neutra. Los sujetos estaban en posición de pie frente a una pared con los dos pies en el suelo y separados a la anchura de los hombros.

Tras esto, se pidió al participante que colocara un pie hacia adelante con ambas manos en una pared en frente. La pierna trasera estaba lo más atrás posible con la rodilla en extensión completa y el talón apoyado. El pie delantero se colocó paralelo a una línea de medición previamente situada en el suelo y orientada perpendicularmente a la pared.

El segundo dedo del pie y el centro del talón se colocaron directamente sobre la línea de medición, para reducir la articulación subtalar durante el procedimiento de medición y, por lo tanto, elevar falsamente el valor de la DF.

Se tomó la medida cuando el participante sentía el estiramiento máximo de la pierna posterior, manteniendo la rodilla completamente extendida y el talón apoyado en el suelo. La pierna delantera debía permanecer en una posición cómoda para mantener el equilibrio y no para restringir DF posterior. Se midió entonces el rango de DF colocando el

METODOLOGÍA

inclinómetro en la parte inferior de la pierna posterior, en el margen anterior de la tibia a 10 cm por debajo de la meseta tibial ⁴⁵⁰ (figura 24).

Estudios previos han demostrado una buena fiabilidad (ICC=0.99) y un cambio mínimo detectable bajo de 1,5° en individuos con patología de tobillo y buena fiabilidad (ICC=0.96) y un cambio mínimo detectable de 4° en individuos sanos ⁴⁵⁰.



Figura 24. Posición para el protocolo de medición de prueba de flexión dorsal de tobillo.

Fuente: Elaboración propia.

- Prueba dedos - suelo

El participante evaluado se colocó en bipedestación ⁴⁴⁵, con los talones bien apoyados, la espalda erguida con extensión de rodillas, los pies distanciados a la anchura de las caderas y con rotación coxofemoral neutra.

Desde esta postura, se le pidió que realizara una flexión anterior máxima del tronco, evitando la flexión de las rodillas, con las palmas de las manos juntas, con los dedos extendidos, intentando alcanzar la máxima distancia posible hacia el suelo (figura 25).

Se midió entonces la distancia entre el suelo y la punta del tercer dedo con una cinta métrica clásica. La fiabilidad intra e inter observador de la prueba dedos – suelo es excelente, con un ICC de 0,99 ⁴⁴⁵.



Figura 25. Posición para el protocolo de medición de la prueba dedos – suelo.

Fuente: Elaboración propia.

- Prueba de elevación de la pierna recta

El participante se colocó en decúbito supino, con una posición cervical neutra.

En primer lugar, se le indicó que flexionara ambas rodillas hacia el pecho para neutralizar las rotaciones de la pelvis. Tras esto, ambas piernas se estiraron en la camilla.

Antes de la medición, se calibró el inclinómetro colocándolo en el margen anterior de la tibia, distal a 10 cm de la meseta tibial, con las piernas relajadas sobre la camilla. Posteriormente, el evaluador realizó una elevación pasiva de la pierna estirada hasta el límite del participante (punto de incomodidad). En este punto, se volvió a colocar el inclinómetro y se registró el rango de flexión de la cadera en grados ⁴³⁹ (figura 26).

La fiabilidad intra e inter observador de la prueba de elevación de la pierna recta, con un ICC de 0,96, puede considerarse excelente ⁴⁵¹.

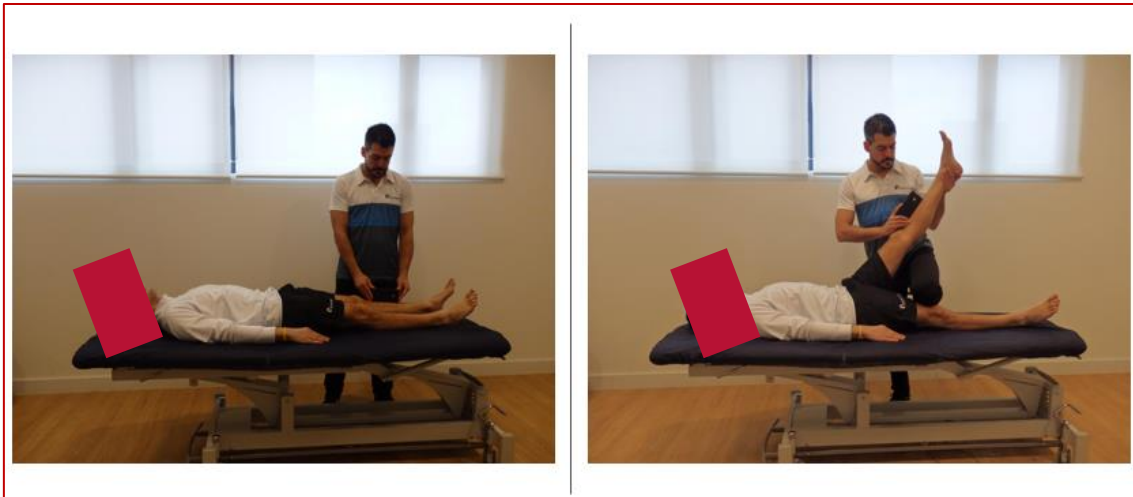


Figura 26. Posición de calibración y de medición de prueba de elevación de la pierna recta.

Fuente: Elaboración propia.

- Prueba de rotación de cadera

El participante se colocó en decúbito supino, con la cadera en rotación neutra y la parte inferior del miembro inferior a estudio fuera de la camilla ⁴⁵².

El evaluador se aseguró de que la rodilla estaba libre de movimiento, mientras que la pierna contralateral se colocó con el pie sobre la camilla (figura 27).

Primero se calibró el inclinómetro, colocándolo en la pierna colgada libre, en el margen medial de la tibia, justo por encima del maléolo medial, tras lo cual se realizó una rotación pasiva externa o interna máxima.

El evaluador no permitió movimientos compensatorios de cadera y/o pelvis en el plano frontal o sagital, para lo cual fijó con su mano la rodilla de la pierna evaluada. Se registró el rango de rotación externa e interna en grados.

La fiabilidad intra e inter observador de la prueba de rotación pasiva de cadera presenta una asociación entre buena y excelente ($ICC > 0,75$) ⁴⁵².

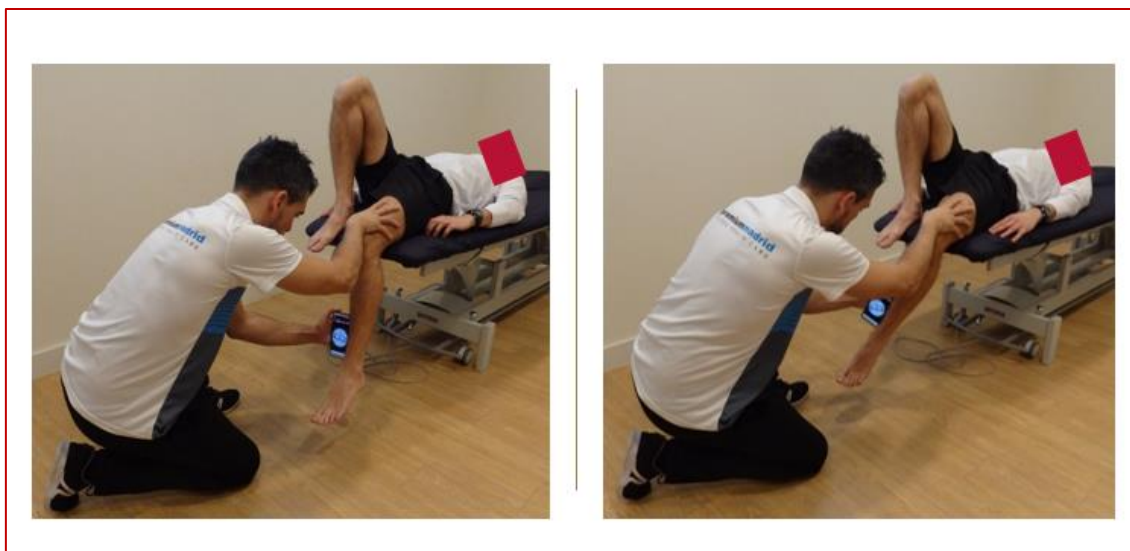


Figura 27. Posición de calibración y medición de la rotación interna de cadera.

Fuente: Elaboración propia.

- Y - Balance test

El YBT es una prueba dinámica utilizada frecuentemente para evaluar el control postural dinámico, la inestabilidad crónica del tobillo y para identificar a los deportistas con mayor riesgo de lesiones en las extremidades inferiores o DL^{404,453,454}.

En el presente estudio, el YBT se llevó a cabo con 3 cintas pegadas al suelo con un ángulo de 90° entre las medidas posterolateral (PL) y posteromedial (PM) y de 135° entre éstas y la medida anterior (ANT) (figura 28).

El participante se colocó descalzo, con el 2° dedo del pie en el centro del eje de valoración, haciendo coincidir la dirección del talón con la medida anterior y las manos en las crestas ilíacas, siendo considerada esta la posición de inicio. Con la otra pierna extendida intentó llegar a la mayor distancia posible en la dirección a estudiar (ANT, PM o PL) con la parte más distal del pie. Solo se permitió que el pie tocara ligeramente para no ayudar al equilibrio. Las manos debían permanecer en las crestas ilíacas y el talón de la pierna de apoyo en el suelo, ya que de esta manera si el sujeto perdía el equilibrio era fácilmente identificable (figura 29). Se permitió el movimiento controlado del tronco y un movimiento mínimo del pie. Si el participante tocó con fuerza el suelo o descansó en el punto de toma de contacto de la cinta, perdió el equilibrio, soltó las manos o levantó o desplazó cualquier parte del pie de la extremidad de apoyo durante la prueba, no se

METODOLOGÍA

consideró válida. En caso de error, se recolocó al participante en la posición inicial y se repitió el intento. Este se consideró válido, cuando el sujeto volvía al centro de eje de evaluación después de realizar los movimientos en las tres direcciones. Se realizaron 3 pruebas de práctica en cada dirección, siendo la 4^a la medición válida para el estudio. Se permitió un mínimo de 30 segundos de descanso entre intentos para reducir los efectos de la fatiga ⁴⁵⁵. La distancia media alcanzada suele normalizarse en función de la altura del participante y de la longitud de los miembros inferiores, sin embargo, también puede completarse sin normalizar esta longitud, debido a la baja correlación existente entre esta variable y el alcance en el YBT ⁴⁵⁶.

Plisky et al. ⁴⁵⁵ demostraron que el YBT posee una fiabilidad intra evaluador de buena a excelente (0.85-0.91) e igualmente de buena a excelente entre evaluadores (0,99) y donde el cambio mínimo detectable son 5.5 cm para el alcance ANT, 7.5 cm para el alcance PM y 9,7 cm en el alcance PL ⁴⁵⁷.

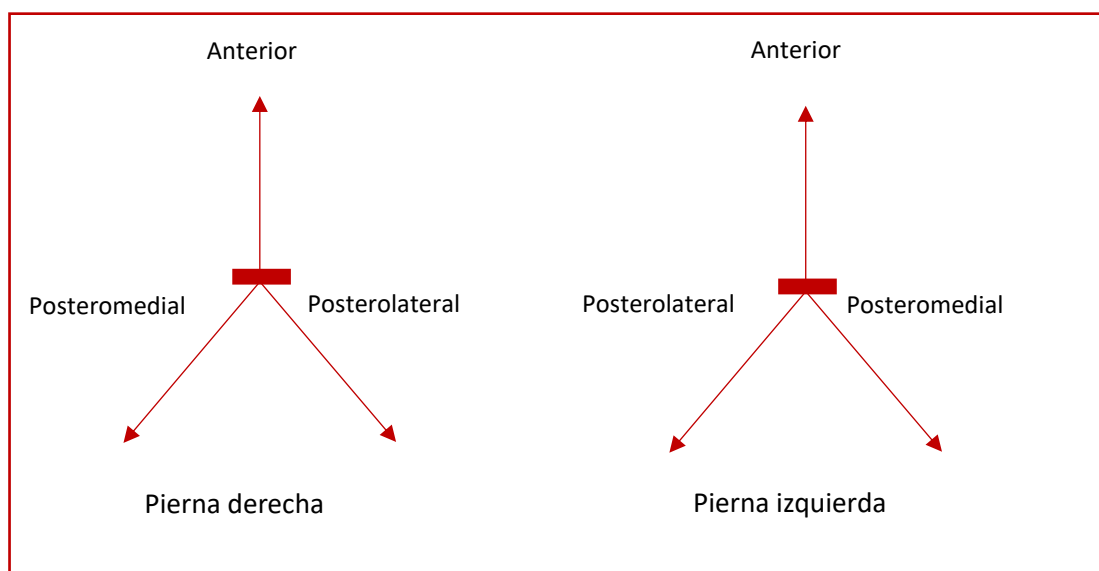


Figura 28. Indicaciones para la prueba Y – Balance test. Fuente: Elaboración propia.

El YBT es una adaptación del SEBT, ya que una limitación importante de esta prueba era el tiempo prolongado necesario para su realización, lo que podría producir fatiga en los participantes y una disminución de la atención. Para mejorar la eficiencia de las mediciones, reducir el tiempo de la prueba requerido y disminuir el efecto de la fatiga, Gribble et al. ⁴⁵⁵ adaptaron el SEBT para incorporar solo los alcances ANT, PM y PL.

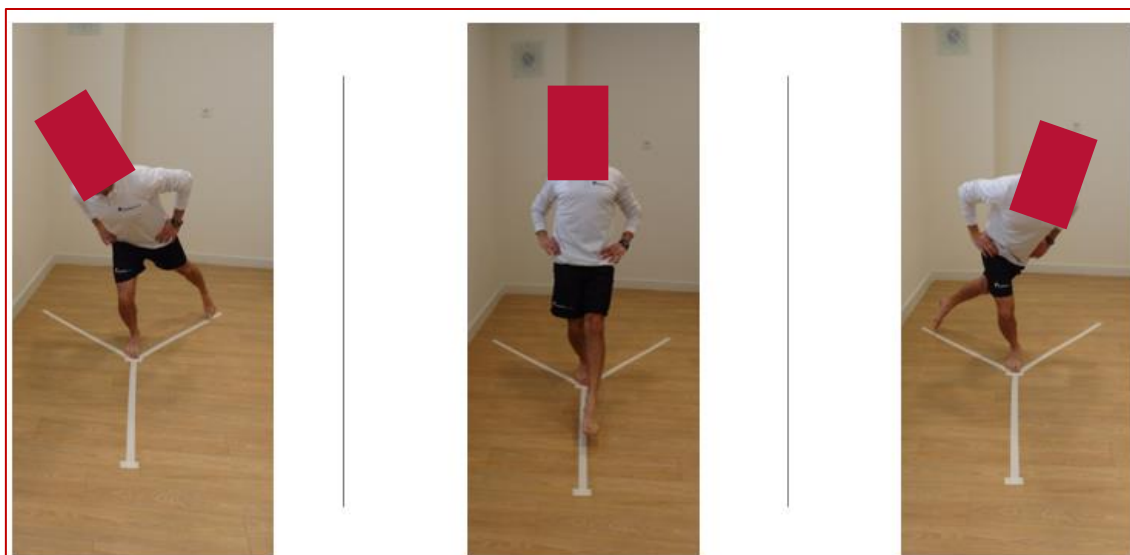


Figura 29. Realización de la prueba YBT. Fuente: Elaboración propia.

- Prueba de la plancha frontal

En la prueba funcional de la plancha frontal ⁴⁴⁶⁻⁴⁴⁸, el sujeto parte de una posición en decúbito prono apoyado en los antebrazos y en la punta de los pies. Tanto los codos como los pies estaban separados a la anchura de los hombros. La mano se encontraba en pronosupinación neutra (figura 30). Desde esta posición, se pidió al participante que elevara la pelvis de forma que solo los codos y pies tomaran contacto con el suelo. Se indicó que debía mantener una línea recta con los hombros, cadera (trocánter mayor) y tobillo (maléolo lateral). Se permitieron dos pruebas de práctica. Si fue necesario, el examinador corrigió la posición del participante, dando por finalizada la misma si no era posible mantenerla durante 2 segundos consecutivos (fallo técnico). Se midió el tiempo que el participante podía mantener esta posición correcta. El tiempo se registró en segundos.

La fiabilidad intra e inter observador de la prueba de plancha frontal es de 0.78 ⁴⁴⁸.

Se escogió esta prueba por presentar una elevada activación electromiográfica de la musculatura OI, TrAb, RA y OE ⁴⁵⁸⁻⁴⁶².



Figura 30. Prueba de la plancha frontal. Fuente: Elaboración propia.

- Prueba de la plancha lateral

En la prueba de plancha lateral ¹⁶⁴, el participante comenzó en decúbito lateral. Los dos pies estaban apoyados en el suelo con DF de 90°. El pie de la pierna superior está colocado por delante, el antebrazo estaba perpendicular al cuerpo del participante con el codo en contacto con el suelo y a la altura del hombro y la mano en pronosupinación neutra. La otra mano se situó paralela al cuerpo sobre la cresta iliaca/trocánter mayor (figura 31).

La prueba comenzó cuando el participante alcanzó una posición de puente lateral manteniendo una línea recta a lo largo de todo el cuerpo. El examinador podía ayudar al participante a alcanzar una posición neutra entre la columna lumbar y la columna cervical antes del inicio de la prueba. Se pidió al sujeto que se mantuviera alineado todo el tiempo posible. Se permitieron dos pruebas de práctica.

Se midió el tiempo que el participante podía mantener esta posición de puente lateral. Si fue necesario, el examinador podía corregir la posición del participante, dando por concluida la misma si no era posible mantenerla durante 2 segundos consecutivos (fallo técnico). El tiempo que el sujeto permanece en la posición se registró en segundos. La fiabilidad intra e inter observador de la prueba de plancha lateral es de 0.99 ¹⁶⁴.

Esta prueba ha demostrado estar relacionada con una adecuada activación electromiográfica de la musculatura OI/TrAb y RA ⁴⁵⁸⁻⁴⁶² y una elevada activación del glúteo medio y OE ⁴⁶²⁻⁴⁶⁴.



Figura 31. Prueba de la plancha lateral. Fuente: Elaboración propia.

- Prueba modificada de Biering-Sørensen

En la prueba funcional modificada de *Biering –Sørensen*¹⁶², el participante partió de una posición en decúbito prono con las espinas iliacas anterosuperiores justo sobre el límite de la camilla, brazos cruzados sobre los hombros y posición neutra de la columna vertebral. Se necesitaron unas cinchas para fijar la posición del participante, que se colocaron en la zona media de la cara posterior del muslo y de la pierna (figura 32). Los sujetos apoyaron las manos en el suelo para mantener relajada la espalda del antes de la medición. Se permitieron dos pruebas de práctica.

La prueba consistió en que el participante mantuviera la posición neutra de la columna vertebral y horizontal al suelo, sin apoyar las manos, el mayor tiempo posible. La prueba concluyó cuando el participante no podía mantener esta posición durante más de 2 segundos ejecutivos (fallo técnico). El tiempo se registró en segundos. La fiabilidad intra e inter observador de la prueba funcional modificada de *Biering –Sørensen* es de 0.88⁴⁶⁵.

Esta prueba ha demostrado favorecer una adecuada activación electromiográfica de la musculatura erectora espinal y muy baja en la región muscular abdominal anterior^{162,466}.



Figura 32. Prueba modificada de *Biering – Sørensen*. Fuente: Elaboración propia.

4.4 SESGOS

Un estudio observacional de casos y controles puede tener sesgos en la selección de los grupos y en la información recogida en las evaluaciones. Para evitar el primero, todas los participantes se reclutaron de la misma población base, mediante un muestreo de conveniencia. Para el segundo, se realizaron los mismos cuestionarios y mismas pruebas para ambos grupos y por el mismo investigador, con un protocolo definido y en el mismo orden. Para minimizar el sesgo de confusión, se realizará una discusión minuciosa de los resultados con la literatura científica comprobando su plausibilidad desde una perspectiva biomecánica, fisiológica o anatómica.

4.5 RECOGIDA DE DATOS

Todos los participantes del presente trabajo fueron informados de los objetivos del estudio mediante una hoja de información (anexo 4), donde se les detallaron por escrito todos los aspectos concernientes a la investigación. El investigador principal estuvo presente en todo momento para resolver las posibles dudas que pudieran surgir a los participantes. Esta hoja fue firmada por el investigador principal y por la persona candidata a ser participante de estudio.

Un único fisioterapeuta con más de 10 años de experiencia clínica entrevistó y examinó a los participantes, realizando la valoración completa en un único día. En primer

lugar, todos los participantes fueron entrevistados individualmente para proporcionar detalles sobre la naturaleza del estudio y evaluar la existencia de DL y confirmar el diagnóstico de hernia discal lumbar mediante RM. En base a estos criterios de clasificación, los participantes se incluyeron en uno de los dos grupos de estudio

Para el registro de datos, se elaboró un cuaderno de recogida de datos (CRD) (anexos 6 y 7) en formato electrónico para cada uno de los participantes del estudio. Para impedir la identificación de estos, se asoció el nombre a un código identificativo. El CRD albergaba, por un lado, los datos personales de los participantes con el código identificativo y los datos sociodemográficos (anexo 6) y, por otra parte, los valores de la medición ecográfica, pruebas de fuerza, flexibilidad y equilibrio junto con el mismo código identificativo (anexo 7) para asegurar la anonimación de los datos. Este CRD se cumplimentó una vez entregada la hoja de información al paciente y firmado el consentimiento informado (anexos 4 y 5). Los datos no podrán ser usados por personas ajenas al estudio y con fines diferentes a los del mismo. Por cuestiones de seguridad, el investigador mantiene un listado que relaciona el paciente con el código asignado.

4.6 MÉTODOS ESTADÍSTICOS

Los datos se analizaron con el paquete estadístico SPSS (versión 24.0) (SPSS Inc, Chicago, IL). Se realizó una descripción estadística relativa a las características del conjunto de los datos mediante la distribución de frecuencias para las variables cualitativas (sexo, estadio del DL, etc.), y la media y la desviación estándar para las variables cuantitativas (edad, peso, altura, puntuaciones en la EVA, puntuaciones en los cuestionarios ODI, RMQ y GPAQ y resultados en las pruebas de fuerza; prueba de la plancha frontal, prueba de la plancha lateral y prueba modificada de *Biering-Sørensen*, pruebas de equilibrio; *Y - balance test* y pruebas de flexibilidad; prueba de flexión dorsal de tobillo, rotación de cadera, elevación de la pierna recta y la prueba dedos – suelo y por último, los resultados de las mediciones ecográficas de la región abdominal, lumbar, cadera y TCPM). Se realizó la prueba de Kolmogórov-Smirnov para comprobar la distribución normal de las variables cuantitativas ($P > 0.05$). En caso de haber podido confirmar la normalidad, se emplearon pruebas paramétricas; por el contrario, se emplearon pruebas no paramétricas cuando la distribución no cumplió este requisito.

METODOLOGÍA

Para la comparación de los grupos se empleó la prueba χ^2 para las variables cualitativas, el test de la t de Student para muestras independientes para las variables cuantitativas con distribución normal, y la U de Mann Whitney como prueba no paramétrica. Para las comparaciones de distintas variables dentro de cada grupo, se empleó la prueba χ^2 para las variables cualitativas, y la t de Student para una muestra y el test de rangos de Wilcoxon para las variables cuantitativas.

Asimismo, se llevaron a cabo análisis de correlación entre variables en ambos grupos. Para ello se utilizaron las pruebas de correlación de Pearson y Spearman, según la normalidad de las variables.

Para todas las pruebas se consideró significación estadística a los valores de $P < 0.05$ para un intervalo de confianza del 95%.

5 RESULTADOS

5.1 CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS

La muestra final del estudio fue constituida con 50 participantes varones con edades comprendidas entre los 28 y 50 años con un promedio de 37.2 años (DT = 6.7) que cumplieron con los criterios de inclusión. De acuerdo con la asignación de grupo, el 50 % formaron el GC y el otro 50 % el GH.

En la tabla 3 se muestra el descriptivo y comparativo de las variables edad, peso, altura, índice de masa corporal (IMC) entre los participantes del grupo control y los casos, en la que se observa que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en ninguna de las variables.

	Grupo		Prueba	p-valor	Tamaño efecto
	GC	GH			
Edad, media (DT)	35,96 (4,86)	38,36 (7,99)	t(48) = -1,283	0,206	d = -0,36
Peso, media (DT)	77,68 (7,87)	79,28 (7,45)	t(48) = -0,738	0,464	d = -0,21
Altura, media (DT)	1,75 (0,05)	1,77 (0,09)	t(48) = -0,796	0,43	d = -0,23
IMC, media (DT)	24,68 (1,86)	25,2 (2,85)	t(48) = -0,764	0,449	d = -0,22

Tabla 3. Variables demográficas de los participantes. DT: desviación típica. d: d de Cohen. V: V de Cramer

En la tabla 4, se muestran las características del dolor de los participantes del grupo de casos; el 28 % presentaba ciática siendo 2 el número de ciáticas más frecuente en los 12 últimos meses. El 100 % presentaba hernia discal por RM, un 68 % la mostró a nivel L4 - L5 y un 64 % a nivel L5 - S1.

En cuanto a la lateralidad del dolor, un 28 % es izquierda y un 24 % derecha. Con respecto al dolor central, un 44 % presentaba dolor. El EVA lumbar medio de los participantes se situó los 7.64 puntos mientras que el EVA de la pierna fue de 2.24 puntos. En la tabla 2 se muestra el descriptivo de las variables clínicas.

RESULTADOS

	<i>n (%)</i>
Ciática	
No	18 (72)
Sí	7 (28)
N.º ciáticas 12 meses	
2	6 (85,7)
3	1 (14,3)
Hernia discal por RM	
No	0 (0)
Sí	25 (100)
Nivel hernia L4 L5	
No	8 (32)
Sí	17 (68)
Nivel hernia L5 S1	
No	9 (36)
Sí	16 (64)
Lateralidad del dolor izquierda	
No	18 (72)
Sí	7 (28)
Lateralidad del dolor derecha	
No	19 (76)
Sí	6 (24)
Dolor central	
No	13 (56)
Sí	12 (44)
Índice Oswestry	12,72 (8,51)
Índice Roland Morris	5,16 (3,31)

Tabla 4. Variables clínicas en el grupo de dolor lumbar

RESULTADOS

En la tabla 5 se muestra el descriptivo del cuestionario mundial sobre actividad física (GPAQ) entre los grupos de participantes, así como los resultados de las pruebas t-Student realizadas para comparar las puntuaciones de los cuestionarios entre los participantes de los GC y GH.

	Grupo, <i>media (DT)</i>		Prueba <i>t-Student</i>		<i>d</i>
	Control	Caso	<i>t(48)</i>	<i>p-valor</i>	
Desplazamientos diarios					
Más 10 min. (días)	2,4 (2,63)	2,76 (2,98)	-0,453	0,652	-0,13
Más 10 min. (horas)	21,8 (28,39)	18 (20,31)	0,544	0,589	0,15
METS	439,2 (749,34)	393,6 (504,7)	0,252	0,802	0,07
Actividad deportiva					
Intensa (días)	3,92 (1,19)	2,6 (1,41)	3,574	0,001	1,01
Intensa (horas)	67,2 (20,37)	59,4 (23,51)	1,254	0,216	0,35
Intensa METS	2044,8 (730,33)	1320 (798,25)	3,35	0,002	0,95
Moderada (días)	2,36 (1,78)	2,92 (1,63)	-1,161	0,251	-0,33
Moderada (horas)	42,6 (26,58)	55,8 (27,22)	-1,735	0,089	-0,49
Moderada METS	487,2 (391,27)	765,6 (653,9)	-1,827	0,074	-1,58
TOTAL METS	2971,2 (1233,67)	2479,2 (1010,65)	1,543	0,13	-0,52
Comportamiento sedentario	6,84 (3,42)	11,44 (2,29)	-5,582	< 0,001	0,44

Tabla 5. Resultados del cuestionario de actividad física GPAQ.

NP: no procede. DT: desviación típica. d: d de Cohen.

Los resultados de las pruebas mostraron diferencias estadísticamente significativas en el número de días de actividad deportiva intensa, siendo el valor de los participantes del grupo control (3.92) superior al de los participantes con DL (2.6). En los METS totales de actividad intensa se observó diferencia significativa entre los grupos siendo los METS

RESULTADOS

de los participantes del grupo control (2 044.8) superiores al de los participantes con DL (1 320). En el comportamiento sedentario, la puntuación de los participantes del grupo control (6.84 puntos) fue significativamente inferior que la de los participantes con DL (11.44 puntos).

5.2 INFLUENCIA DE LA DOMINANCIA DEL MIEMBRO INFERIOR.

A continuación, se muestran los resultados descriptivos de las valoraciones realizadas mediante las pruebas de flexibilidad y funcionalidad; y las evaluaciones ecográficas en cada uno de los grupos del estudio según lateralidad, así como los resultados de las pruebas t-Student para muestras dependientes realizadas para comparar los valores obtenidos entre el lado derecho e izquierdo.

En el GC, los resultados de las pruebas estadísticas evidenciaron que no existen diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las valoraciones realizadas (pruebas de flexibilidad y funcionalidad, y las evaluaciones ecográficas) entre la derecha e izquierda. En las siguientes tablas se muestran los resultados.

Pruebas de flexibilidad (grados)	Lado, <i>media</i> (DT)		Dif. <i>media</i>	Prueba t-Student		<i>d</i>
	Izquierdo	Derecho		<i>t</i> (24)	<i>p</i> -valor	
Rotación externa de cadera	27,64 (5,67)	26,72 (4,99)	0,92	0,836	0,411	0,17
Rotación interna de cadera	16,96 (6,22)	17,76 (5,76)	-0,8	-0,885	0,385	-0,18
Elevación pierna recta	60,64 (8,77)	61,12 (9,47)	-0,48	-0,488	0,63	-0,10
Flexión dorsal tobillo en carga	42,56 (8,73)	43,20 (10,70)	-0,64	-0,667	0,511	-0,13

Tabla 6. Resultados de las pruebas de flexibilidad según dominancia en el grupo control.

DT: desviación típica. *d*: *d* de Cohen.

RESULTADOS

	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Izquierdo	Derecho		t(24)	p-valor	
Y – Balance test	199,00 (18,66)	201,40 (17,73)	-2,4	-1,76	0,091	-0,35
A (cm)	55,76 (5,73)	55,84 (5,35)	-0,08	-0,17	0,869	-0,03
PL (cm)	69,20 (8,40)	71,32 (7,43)	-2,12	-1,58	0,128	-0,32
PM (cm)	74,04 (8,26)	73,64 (8,75)	0,4	0,45	0,660	0,09
Prueba plancha lateral (segundos)	26,04 (8,99)	27,32 (10,47)	-1,28	-1,12	0,274	-0,22

Tabla 7. Resultados de las pruebas funcionales según dominancia en el grupo control.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Derecho	Izquierdo		t(24)	p-valor	
Abdomen (cm)						
Recto anterior	1,31 (0,23)	1,32 (0,27)	-0,01	-0,421	0,677	-0,08
Oblicuo externo	0,56 (0,16)	0,53 (0,14)	0,03	1,895	0,07	0,38
Oblicuo interno	0,98 (0,21)	0,97 (0,17)	0,02	0,598	0,555	0,12
Transverso profundo	0,43 (0,14)	0,46 (0,14)	-0,03	-1,528	0,140	-0,31
Lumbar (cm)						
Multífidis L4- L5	10,24 (1,91)	10,19 (2,14)	0,06	0,372	0,713	0,07
Multífidis L5 - S1	9,83 (1,83)	9,81 (2,04)	0,02	0,065	0,949	0,01
Cadera (cm)						
Glúteo medio	2,60 (0,39)	2,65 (0,53)	-0,05	-0,825	0,418	-0,17
Glúteo menor	1,31 (0,23)	1,27 (0,23)	0,03	1,041	0,308	0,21

Tabla 8. Resultados de las mediciones ecográficas en reposo según dominancia en participantes del grupo control.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

RESULTADOS

	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Derecho	Izquierdo		t(24)	p-valor	
Elevación pierna recta activa (cm)						
Recto anterior	1,71 (0,23)	1,71 (0,27)	0,008	0,305	0,763	0,06
Oblicuo externo	0,63 (0,16)	0,61 (0,16)	0,018	1,119	0,274	0,22
Oblicuo interno	1,16 (0,28)	1,21 (0,30)	-0,051	-0,774	0,446	-0,15
Transverso profundo	0,57 (0,19)	0,62 (0,29)	-0,050	-1,229	0,231	-0,25
Elevación brazo contralateral (cm)						
Multífidos L4- L5	11,51 (2,17)	11,30 (2,27)	0,208	1,16	0,257	0,23
Multífidos L5 - S1	10,86 (1,90)	10,98 (1,86)	-0,112	-0,429	0,672	-0,09
Elevación pierna en decúbito lateral (cm)						
Glúteo medio	3,31 (0,46)	3,30 (0,44)	0,014	0,3	0,766	0,06
Glúteo menor	1,45 (0,27)	1,41 (0,28)	0,037	1,225	0,233	0,25

Tabla 9. Resultados de las mediciones ecográficas activas según dominancia en participantes del grupo control.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

RESULTADOS

	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Derecho	Izquierdo		t(24)	p-valor	
Anterior						
TCPM PIEL / RA	0,10 (0,02)	0,10 (0,02)	-0,003	-0,814	0,424	-0,16
TCPM RA / VÍSCERA	0,11 (0,03)	0,11 (0,02)	-0,004	-0,798	0,433	-0,16
TOTAL TCPM ANTERIOR	0,21 (0,05)	0,22 (0,04)	-0,010	-1,611	0,120	-0,32
Lateral						
TCPM PIEL / OE	0,08 (0,03)	0,08 (0,02)	0,000	NP		
TCPM OE / OI	0,08 (0,02)	0,08 (0,02)	-0,001	-0,259	0,798	-0,05
TCPM OI / TrAb	0,08 (0,03)	0,08 (0,03)	0,002	0,507	0,617	0,10
TCPM TrAb / VISCERA	0,08 (0,03)	0,09 (0,03)	-0,006	-1,176	0,251	-0,24
TOTAL TCPM LATERAL	0,32 (0,08)	0,33 (0,07)	-0,005	-0,432	0,669	-0,09

Tabla 10. Resultados de las mediciones ecográficas secundarias según dominancia en participantes del grupo control.

NP: no procede. DT: desviación típica. d: d de Cohen.

OE (Oblicuo externo); OI (Oblicuo interno); RA (Recto anterior del abdomen); TCPM (Tejido conectivo peri muscular); TrAb (Transverso profundo del abdomen)

En el GH, los resultados de las pruebas estadísticas evidenciaron que no existen diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las valoraciones realizadas (pruebas de flexibilidad y funcionalidad, y las evaluaciones ecográficas) entre la derecha e izquierda. En las siguientes tablas se muestran los resultados.

RESULTADOS

Pruebas de flexibilidad (grados)	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Izquierdo	Derecho		t(24)	p-valor	
Rotación externa de cadera	27,32 (7,15)	27,8 (5,89)	0,04	0,042	0,967	0,01
Rotación interna de cadera	13,88 (4,53)	14,56 (4,20)	-0,68	-0,929	0,362	-0,19
Elevación pierna recta	58,44 (9,33)	57,76 (10,46)	0,68	0,664	0,513	0,13
Flexión dorsal tobillo en carga	41,16 (8,12)	40,84 (7,24)	0,32	0,461	0,649	0,09

Tabla 11. Resultados de las pruebas flexibilidad según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

Pruebas funcionales	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Izquierdo	Derecho		t(24)	p-valor	
Y – Balance test	185,44 (25,26)	183,88 (25,42)	1,56	0,838	0,41	0,17
A (cm)	54,40 (6,52)	54,44 (6,50)	-0,04	-0,091	0,929	-0,02
PL (cm)	63,24 (10,59)	62,08 (11,88)	1,16	1,039	0,309	0,21
PM (cm)	67,80 (12,06)	68,36 (11,64)	-0,56	-0,529	0,602	-0,11
Prueba de plancha						
Lateral (segundos)	19,08 (5,77)	19,80 (7,13)	-0,72	-0,906	0,374	-0,18

Tabla 12. Resultados de las pruebas funcionales según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

RESULTADOS

	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Derecho	Izquierdo		t(24)	p-valor	
Abdomen (cm)						
Recto anterior	1,12 (0,22)	1,08 (0,26)	0,05	1,332	0,195	0,27
Oblicuo externo	0,47 (0,14)	0,45 (0,11)	0,02	0,922	0,366	0,18
Oblicuo interno	0,93 (0,22)	0,89 (0,24)	0,04	0,988	0,333	0,20
Transverso profundo	0,39 (0,09)	0,38 (0,10)	0,02	0,821	0,420	0,16
Lumbar (cm)						
Multífidos L4- L5	9,97 (2,36)	10,39 (3,81)	-0,42	-1,194	0,244	-0,24
Multífidos L5 - S1	10,07 (3,34)	9,80 (2,24)	0,27	0,650	0,522	0,13
Cadera (cm)						
Glúteo medio	2,67 (0,51)	2,54 (0,62)	0,12	1,386	0,179	0,28
Glúteo menor	1,44 (0,30)	1,34 (0,47)	0,10	1,211	0,238	0,24

Tabla 13. Resultados de las mediciones ecográficas en reposo según dominancia en participantes del grupo con dolor lumbar.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

RESULTADOS

	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Derecho	Izquierdo		t(24)	p-valor	
Elevación pierna recta activa (cm)						
Recto anterior	1,40 (0,22)	1,35 (0,26)	0,05	1,567	0,13	0,31
Oblicuo externo	0,54 (0,14)	0,54 (0,14)	0,00	0,155	0,878	0,03
Oblicuo interno	1,04 (0,27)	1,02 (0,27)	0,02	0,341	0,736	0,07
Transverso profundo	0,47 (0,15)	0,47 (0,13)	0,00	0,021	0,984	0,00
Elevación brazo contralateral (cm)						
Multífidos L4- L5	11,25 (2,94)	11,68 (4,20)	-0,43	-1,224	0,233	-0,24
Multífidos L5 - S1	11,49 (3,54)	11,18 (2,66)	0,31	0,962	0,346	0,19
Elevación pierna en decúbito lateral (cm)						
Glúteo medio	3,22 (0,57)	3,13 (0,67)	0,09	0,961	0,346	0,19
Glúteo menor	1,50 (0,26)	1,38 (0,41)	0,12	1,442	0,162	0,29

Tabla 14. Resultados de las mediciones ecográficas activas según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

RESULTADOS

	Lado, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Derecho	Izquierdo		t(24)	p-valor	
Anterior						
TCPM PIEL / RA	0,13 (0,02)	0,13 (0,02)	-0,004	-0,926	0,364	-0,19
TCPM RA / VISCERA	0,15 (0,03)	0,15 (0,02)	-0,0012	-0,263	0,795	-0,05
TOTAL TCPM ANTERIOR	0,28 (0,05)	0,29 (0,03)	-0,0052	-0,74	0,466	-0,15
Lateral						
TCPM PIEL / OE	0,10 (0,03)	0,09 (0,03)	0,0024	0,492	0,627	0,10
TCPM OE / OI	0,09 (0,03)	0,09 (0,03)	-0,0028	-0,689	0,497	-0,14
TCPM OI / TrAb	0,08 (0,03)	0,08 (0,03)	-0,0024	-0,424	0,676	-0,08
TCPM TrAb / VISCERA	0,08 (0,03)	0,09 (0,03)	-0,0008	-0,118	0,907	-0,02
TOTAL TCPM LATERAL	0,34 (0,08)	0,35 (0,09)	-0,0096	-0,821	0,42	-0,16

Tabla 15. Resultados de las mediciones ecográficas secundarias según dominancia en participantes del grupo de dolor lumbar.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

OE (Oblicuo externo); OI (Oblicuo interno); RA (Recto anterior del abdomen); TCPM (Tejido conectivo peri muscular); TrAb (Transverso profundo del abdomen)

5.3 RESULTADOS DE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y LAS MEDICIONES ECOGRÁFICAS Y COMPARACIÓN ENTRE GRUPOS.

A continuación, se muestran los resultados descriptivos de las valoraciones realizadas mediante las pruebas de flexibilidad y funcionalidad; y las evaluaciones ecográficas según el grupo, así como los resultados de las pruebas t-Student realizadas para comparar los valores obtenidos entre los participantes de los grupos control y casos. Para ello se calculó el valor medio entre la parte derecha e izquierda en cada una de las variables de las valoraciones ya que los resultados evidenciaron la no existencia de diferencias significativas en ninguna de las valoraciones según la dominancia en ninguno de los grupos.

RESULTADOS

Con respecto a los resultados entre los grupos de las pruebas de flexibilidad (Tabla 16), las pruebas evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las variables rotación interna de cadera y en la prueba dedos-suelo. En la rotación interna de cadera, el valor de los participantes del grupo control (17.36°) fue significativamente superior que el de los participantes con DL (14.22°), mientras que en la prueba dedos-suelo el valor de los participantes del grupo control (-0.6 cm) fue significativamente inferior que el de los participantes con DL (8.8 cm). En el resto de las variables no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los participantes de los GC y GH.

Pruebas de flexibilidad	Grupo, media (DT)		Diferencia a medias	Prueba t-Student		d
	Control	Caso		t(48)	p-valor	
Rotación externa de cadera (grados)	27,18 (4,58)	27,30 (6,11)	-0,12	-0,079	0,938	-0,02
Rotación interna de cadera (grados)	17,36 (5,55)	14,22 (3,97)	3,14	2,3	0,026	0,65
Elevación pierna recta (grados)	60,88 (8,79)	58,10 (9,58)	2,78	1,069	0,29	0,30
Flexión dorsal tobillo en carga (grados)	42,88 (9,47)	41,00 (7,49)	1,88	0,779	0,44	0,22
Prueba dedos-suelo libre (cm)	-0,60 (6,23)	8,80 (9,91)	-9,4	-4,015	< 0,001	-1,14

Tabla 16. Resultados de las pruebas de flexibilidad y comparación entre grupos

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

En las pruebas funcionales (tabla 17), las pruebas evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en las variables del Y – Balance Test PL y PM y en pruebas de plancha frontal y lateral, siendo en todas ellas los valores de los participantes del grupo control significativamente superiores a los de los casos. En el resto de las variables no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los participantes de los GC y GH.

RESULTADOS

Pruebas funcionales	Grupo, <i>media</i> (DT)		Diferencia medias	Prueba <i>t</i> -Student		<i>d</i>
	Control	Caso		<i>t</i> (48)	<i>p</i> -valor	
<i>Y - Balance Test (cm)</i>						
TOTAL	200.20 (17.97)	184.66 (24.91)	15.54	2.53	0.015	0.72
A	55.80 (5.41)	54.42 (6.42)	1.38	0.822	0.415	0.23
PL	70.56 (7.21)	62.16 (10.92)	8.4	3.21	0.003	0.91
PM	73.84 (8.21)	68.08 (11.55)	5.76	2.032	0.048	0.57
<i>Pruebas de Plancha (segundos)</i>						
Frontal	38.76 (14.42)	25.96 (8.65)	12.8	3.806	< 0.001	1.08
Lateral	27.18 (9.35)	19.44 (6.18)	7.74	3.454	0.001	0.98
<i>Prueba Modificada Biering-Sørensen (segundos)</i>						
	37.36 (13.14)	29.12 (17.59)	8.24	1.876	0.067	0.53

Tabla 17. Resultados de las pruebas funcionales y comparación entre grupos

DT: desviación típica. *d*: *d* de Cohen.

En la tabla 18 se muestran los resultados de las variables de la valoración ecográfica en reposo del abdomen. Se observaron diferencias entre los grupos en el RA donde el valor de los participantes del grupo control (1.32 cm) fue significativamente superior que el de los participantes con DL (1.09 cm). En el OE también se observó diferencia estadísticamente significativa de forma que el valor de los participantes del grupo control (0.55 cm) fue superior al de los casos (0.47 cm).

Por otra parte, en el TrAb también se observó diferencia estadísticamente significativa de forma que el valor de los participantes del grupo control (0.45 cm) fue superior al de los casos (0.38 cm). En el resto de las variables no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los participantes de los grupos control y casos.

RESULTADOS

	Grupo, media (DT)		Diferencia medias	Prueba <i>t</i> -Student		<i>d</i>
	Control	Caso		<i>t</i> (48)	<i>p</i> -valor	
Abdomen (cm)						
Recto anterior	1.32 (0.24)	1.09 (0.22)	0.23	3.49	0.001	0.99
Oblicuo externo	0.55 (0.14)	0.47 (0.11)	0.08	2.11	0.040	0.60
Oblicuo interno	0.98 (0.18)	0.91 (0.21)	0.07	1.24	0.221	0.35
Transverso profundo	0.45 (0.13)	0.38 (0.08)	0.07	2.19	0.034	0.62
Lumbar (cm)						
Multífidos L4- L5	10.22 (1.99)	10.33 (3.05)	-0.12	-0.16	0.872	-0.05
Multífidos L5 - S1	9.82 (1.82)	9.93 (2.64)	-0.11	-0.18	0.859	-0.05
Cadera (cm)						
Glúteo medio	2.63 (0.44)	2.61 (0.52)	0.02	0.16	0.877	0.04
Glúteo menor	1.29 (0.21)	1.32 (0.33)	-0.03	-0.43	0.671	-0.12

Tabla 18. Mediciones ecográficas en reposo y comparación entre grupos

DT: desviación típica. *d*: *d* de Cohen.

En la valoración ecográfica activa de las secciones trasversales (tabla 19), se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los participantes de los grupos control y casos en los valores del RA, OE, OI y TrAb, donde los valores de los participantes del grupo control fueron significativamente superiores a los de los participantes del grupo de casos.

RESULTADOS

	Grupo, media (DT)		Diferencia medias	Prueba t-Student		d
	Control	Caso		t(48)	p-valor	
Elevación pierna recta activa (cm)						
Recto anterior	1,71 (0,24)	1,35 (0,22)	0,35	5,39	< 0,001	1,52
Oblicuo externo	0,62 (0,15)	0,53 (0,13)	0,09	2,03	0,048	0,57
Oblicuo interno	1,18 (0,24)	1,03 (0,25)	0,15	2,22	0,031	0,63
Transverso profundo	0,61 (0,22)	0,47 (0,13)	0,15	2,84	0,007	0,80
Elevación brazo contralateral (cm)						
Multífidos L4- L5	11,40 (2,17)	11,56 (3,52)	-0,16	-0,20	0,846	-0,06
Multífidos L5 - S1	10,92 (1,76)	11,33 (3,03)	-0,41	-0,59	0,559	-0,17
Elevación pierna en decúbito lateral (cm)						
Glúteo medio	3,30 (0,44)	3,17 (0,57)	0,13	0,90	0,374	0,25
Glúteo menor	1,43 (0,26)	1,44 (0,27)	-0,01	-0,08	0,939	-0,02

Tabla 19. Mediciones ecográficas activa y comparación entre grupos.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

En la tabla 20 se muestran los resultados de las variables de la valoración ecográfica secundaria. Se observaron diferencias entre los grupos en la región anterior donde los valores del TCPM PIEL / RA, TCPM RA / VISCERA y TOTAL TCPM ANTERIOR de los participantes del grupo control fueron significativamente inferiores a los de los participantes con DL.

En el resto de las variables no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los participantes de los grupos control y DL.

RESULTADOS

	Grupo, <i>media (DT)</i>		Diferencia medias	Prueba <i>t</i> -Student		<i>d</i>
	Control	Caso		<i>t</i> (48)	<i>p</i> -valor	
Distancia entre rectos	0,73 (0,37)	0,62 (0,25)	0,11	1,249	0,218	0,35
Anterior						
TCPM PIEL / RA	0,10 (0,02)	0,13 (0,02)	-0,03	-5,77	< 0,001	-1,63
TCPM RA / VISCERA	0,11 (0,02)	0,15 (0,02)	-0,04	-6,49	< 0,001	-1,84
TOTAL TCPM	0,21 (0,04)	0,29 (0,04)	-0,07	-6,54	< 0,001	-1,85
Lateral						
TCPM PIEL / OE	0,08 (0,02)	0,10 (0,03)	-0,01	-1,64	0,108	-0,46
TCPM OE / OI	0,08 (0,02)	0,09 (0,03)	-0,01	-1,67	0,102	-0,47
TCPM OI / TrAb	0,08 (0,02)	0,08 (0,03)	0,00	-0,60	0,548	-0,17
TCPM TrAb / VISCERA	0,08 (0,02)	0,08 (0,02)	0,00	-0,18	0,861	-0,05
TOTAL TCPM	0,32 (0,07)	0,35 (0,08)	-0,03	-1,26	0,213	-0,36

Tabla 20. Medición ecográfica secundaria y comparación entre grupos.

DT: desviación típica. d: d de Cohen.

OE (Oblicuo externo); OI (Oblicuo interno); RA (Recto anterior del abdomen); TCPM (Tejido conectivo peri muscular); TrAb (Transverso profundo del abdomen)

5.4 RELACIÓN ENTRE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y LAS MEDICIONES ECOGRÁFICAS ENTRE GRUPOS.

Para determinar la posible relación entre la rotación interna de la cadera con el alcance PM del YBT, se calculó el coeficiente de regresión lineal de Pearson (*r*) cuyo resultado fue de $r = -0.048$, $p = 0.741$ y, por tanto, no se observó relación estadísticamente significativa entre ambos valores.

RESULTADOS

Del mismo modo, en la tabla 21 se muestran los resultados del coeficiente de regresión lineal de Pearson para determinar la posible relación entre las pruebas de plancha (lateral y frontal) y el grosor activo y en reposo del RA, OE, OI y TrAb.

Los resultados evidenciaron que todas las correlaciones resultaron estadísticamente significativas y positivas, indicando que a medida que aumenta el valor de las pruebas de plancha aumentan los valores del de los grosores (figuras 32 – 3,).

	Pruebas Plancha			
	Frontal		Lateral	
	<i>r</i>	<i>p</i> -valor	<i>r</i>	<i>p</i> -valor
Activo				
Recto anterior	0,576	< 0,001	0,560	< 0,001
Oblicuo externo	0,550	< 0,001	0,397	0,004
Oblicuo interno	0,555	< 0,001	0,458	0,001
Transverso profundo	0,495	< 0,001	0,421	0,002
Reposo				
Recto anterior	0,534	<0,001	0,524	< 0,001
Oblicuo externo	0,542	< 0,001	0,350	0,013
Oblicuo interno	0,503	< 0,001	0,291	0,04
Transverso profundo	0,445	0,001	0,273	0,042

Tabla 21. Correlaciones entre las pruebas de plancha y el grosor de los músculos abdominales.

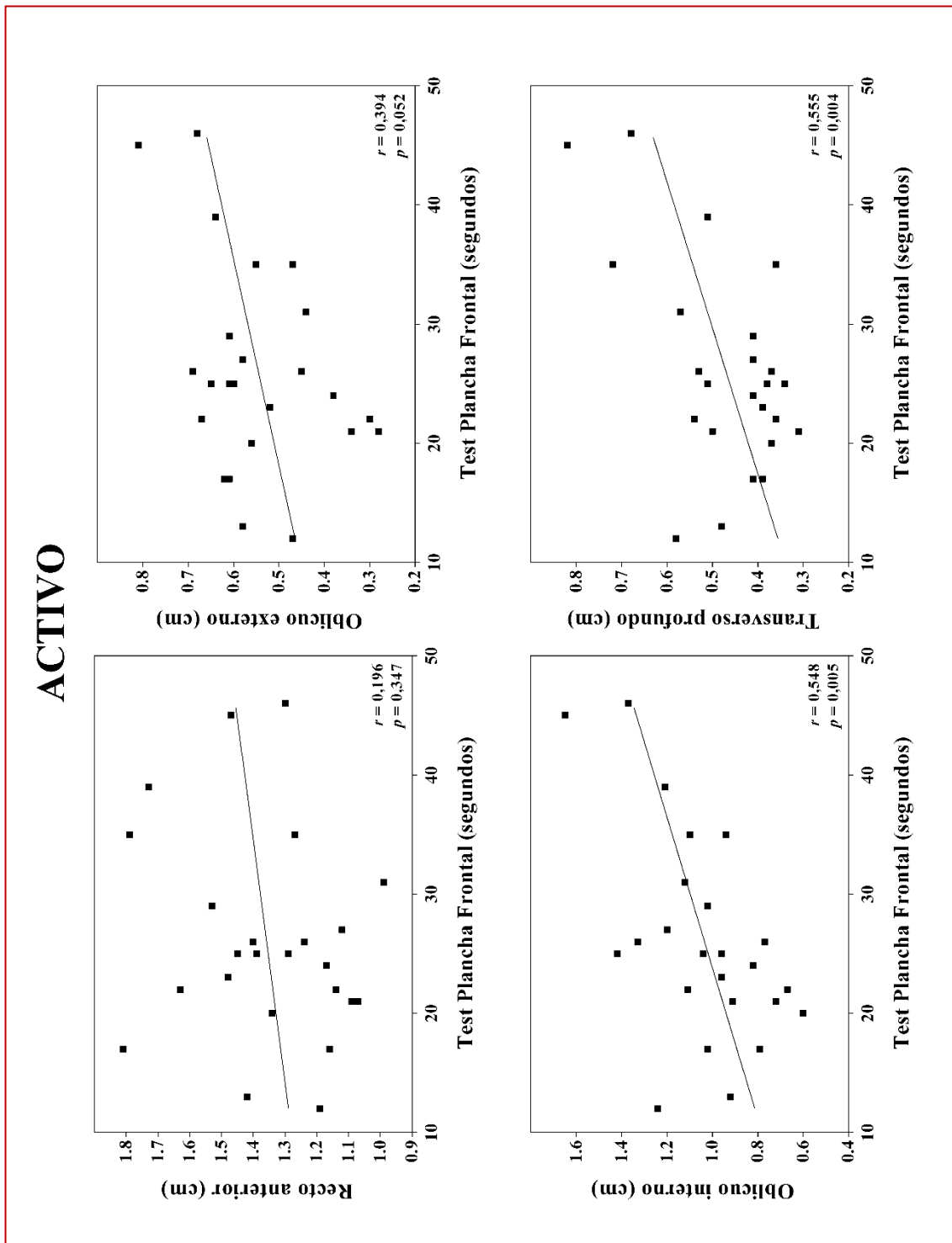


Figura 33. Correlaciones entre la prueba de plancha frontal y el grosor en activo

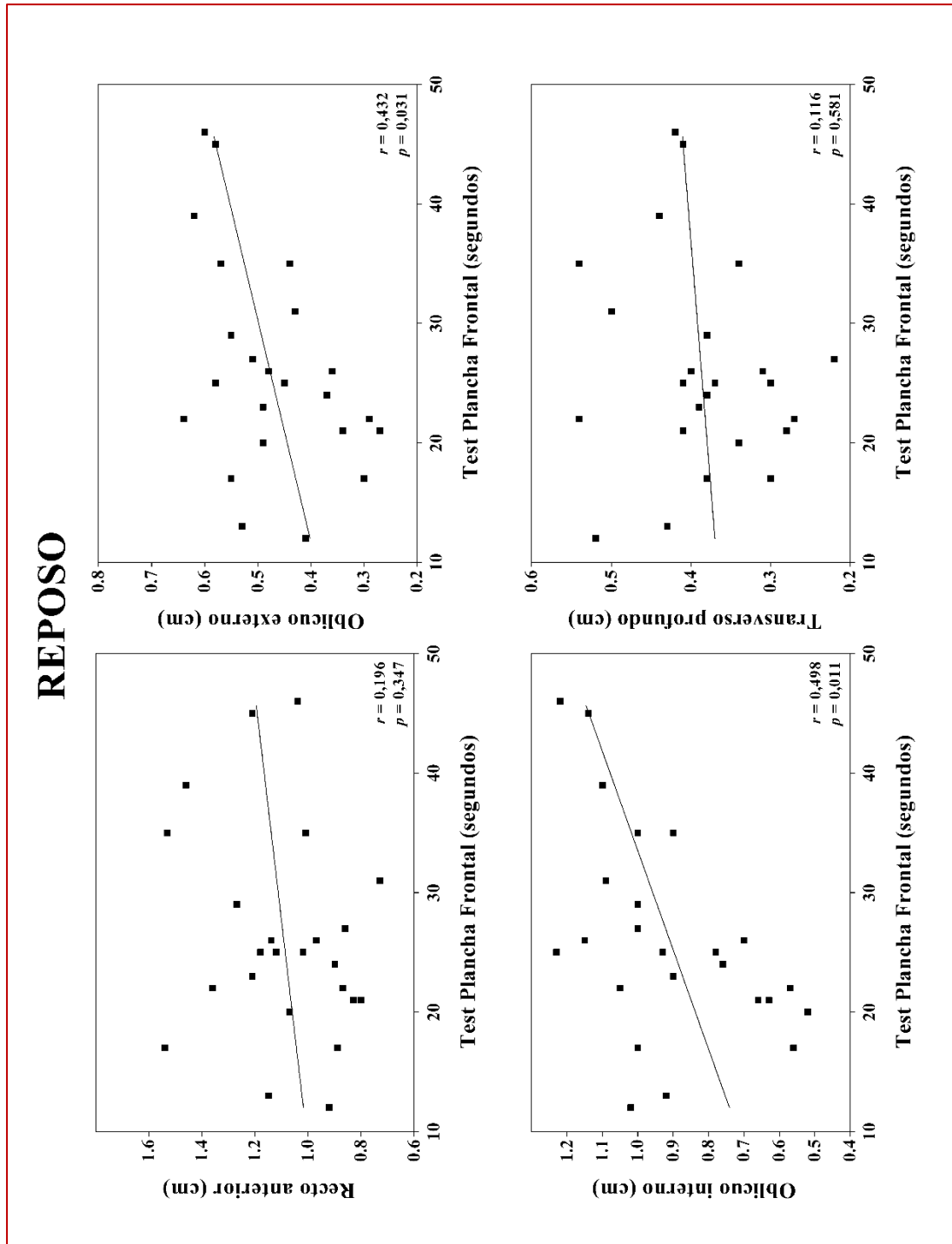


Figura 34. Correlaciones entre las pruebas de plancha frontal y el grosor en reposo

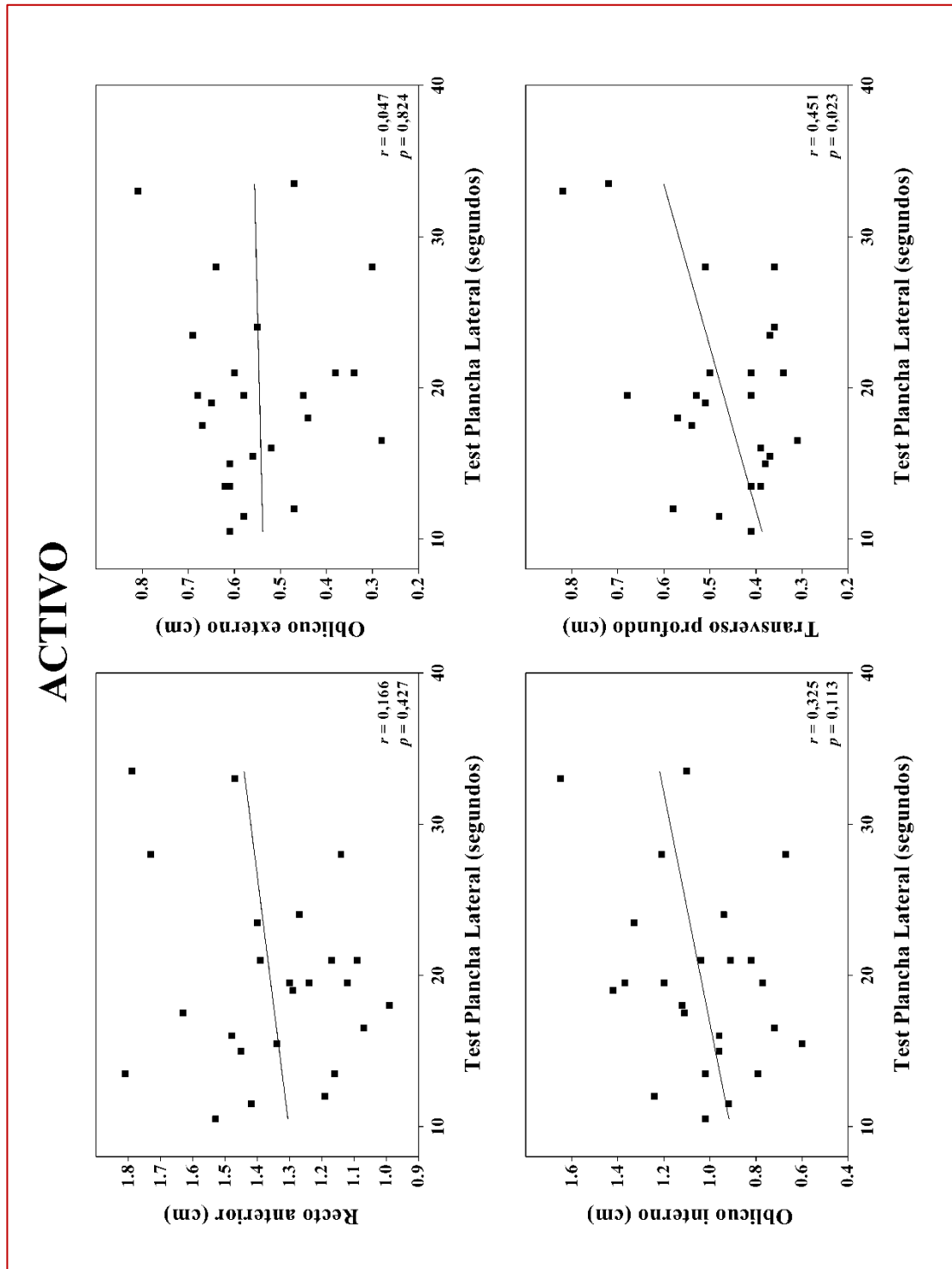


Figura 35. Correlaciones entre las pruebas de plancha lateral y el grosor activo.

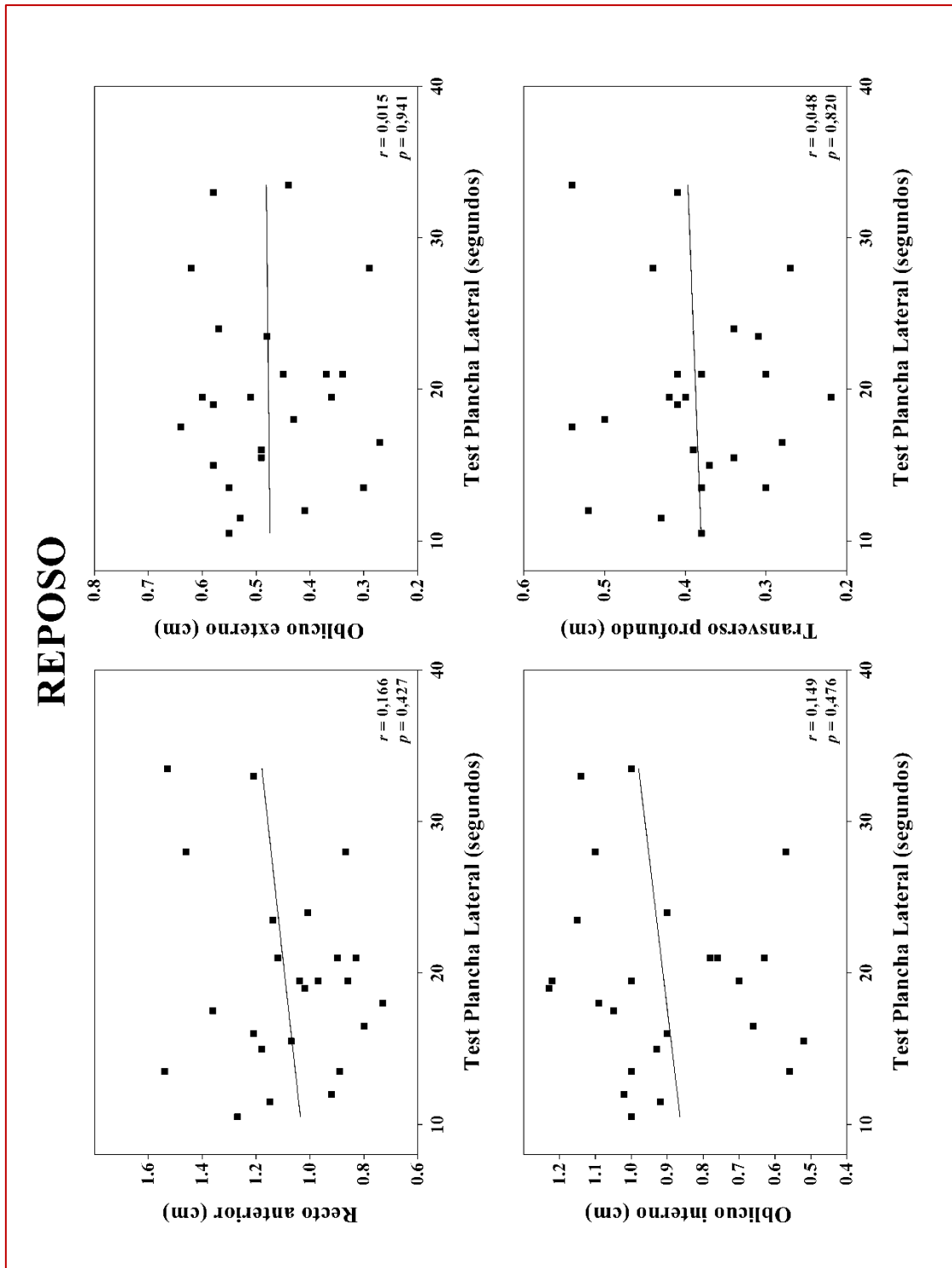


Figura 36. Correlaciones entre las pruebas de plancha lateral y el grosor en reposo.

RESULTADOS

Las correlaciones entre los resultados de la prueba modificada de *Biering-Sørensen* con los ML no resultaron estadísticamente significativas (Tabla 22).

Prueba Modificada Biering Sorensen		
	<i>r</i>	<i>p</i> -valor
Lumbar		
Multífidos L4- L5	0,374	0,065
Multífidos L5 - S1	0,317	0,122
Elevación del brazo contralateral		
Multífidos L4- L5	0,333	0,104
Multífidos L5 - S1	0,27	0,191

Tabla 22. Correlaciones entre la prueba modificada de *Biering-Sørensen* y los multífidos en pacientes del grupo de dolor lumbar.

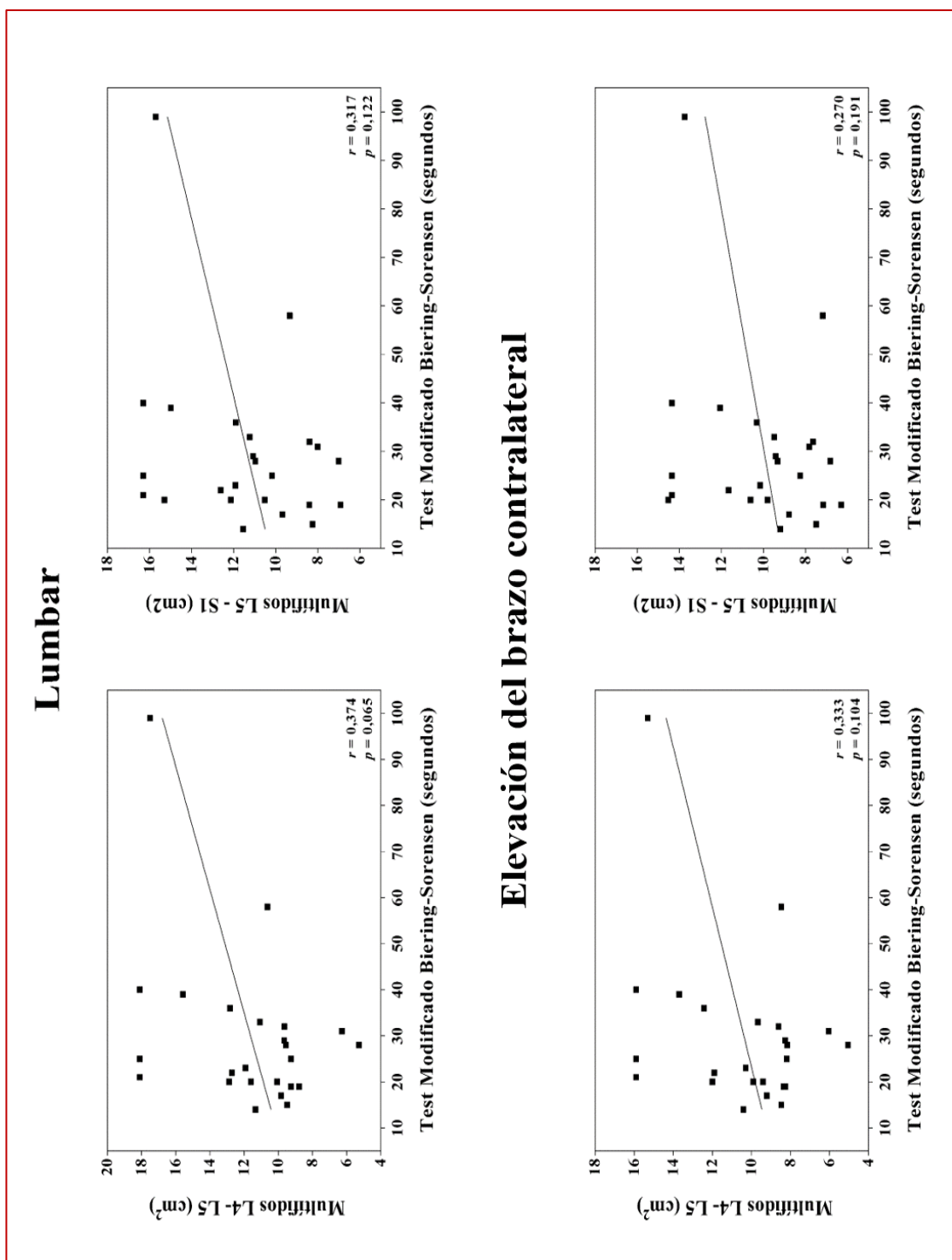


Figura 37. Correlaciones entre las pruebas de *Biering-Sørensen* y el grosor activo de los multífidos.

6

DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

Para el conocimiento del equipo investigador, aunque diversos artículos han descrito las características de la morfología de la pared abdominal ^{340,346,347,357,359}, de la musculatura lumbar ^{194,349,354,356}, incluso de la musculatura de la cadera ¹³⁸ en personas con DL, este es el primer estudio de casos y controles donde se establece la relación entre el cuestionario de actividad física GPAQ, las mediciones ecográficas RUSI de las secciones transversales del glúteo medio y menor, el ML y la musculatura abdominal y los resultados de las pruebas funcionales de fuerza, equilibrio y flexibilidad en deportistas con hernia discal y DL. Así pues, los resultados del estudio confirman la hipótesis de investigación, demostrando que existe relación entre las secciones transversales del glúteo medio y menor, el ML y la musculatura abdominal, evaluadas mediante ecografía RUSI, el cuestionario de actividad física y las pruebas funcionales entre deportistas no profesionales con DL y hernia discal lumbar y deportistas no profesionales sin DL. No obstante, se reconoce que no todas las variables del estudio incluidas en cada una de las mediciones mostraron diferencias estadísticamente significativas. En primer lugar, se analizaron las diferencias entre los deportistas no profesionales con DL y hernia discal lumbar y deportistas no profesionales sin DL, para luego analizar las posibles relaciones entre variables.

6.1 CARACTERÍSTICAS SOCIODEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS

- Edad, peso, altura e índice de masa corporal

Los resultados del presente estudio demuestran que las variables edad, peso, altura e índice de masa corporal no presentan diferencias estadísticamente significativas entre los participantes del grupo control y los participantes con DL y hernia discal. La muestra final se constituyó con 50 pacientes (todos hombres) con edades comprendidas entre los 28 y 50 años, con normopeso y sin hábitos tabáquicos, que se encontraban en activo realizando trabajos de oficina, sin implicar trabajos con cargas pesadas ni vibración mecánica, pero sí periodos de sedestación prolongada. A pesar de que la patología discal lumbar está condicionada por diferentes factores de riesgo como son la edad, el sexo y la actividad física ⁴⁶⁷, la obesidad ⁴⁶⁸, ser fumador ^{469,470}, el sedentarismo ⁴⁷¹, los trabajos con carga de peso ⁴⁷², la vibración mecánica ⁴⁷³, así como trastornos de ansiedad, y problemas en el sueño y depresión ³. No obstante, dado que las características de los dos grupos del estudio eran muy similares, la relación con el DL puede establecerse a través

DISCUSIÓN

de las posturas estáticas mantenidas, especialmente la sedestación, la cual provoca un aumento de presión del DIV e impiden la nutrición correcta de este ^{474,475}, por lo que es un factor clave en la aparición de síntomas en la región lumbar.

Por ello, a raíz de tales resultados, se puede afirmar que la presencia de DL y hernia discal debe considerarse multifactorial, donde el sedentarismo y las posiciones mantenidas estáticas pueden desempeñar un papel desencadenante.

- Localización de la hernia de disco y localización del dolor

Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran que un 68 % de los participantes del GH tenía una hernia discal a nivel L4 - L5 y un 64 % a nivel L5 - S1. 9 participantes presentaban hernia discal en ambos niveles.

Estudios previos han señalado, en relación con la existencia de hernia discal lumbar en deporte, que esta tiene una prevalencia de hasta el 58 % en la población atlética ⁴⁷⁶, siendo la degeneración del disco de la columna lumbar más común en los deportistas que en la población general, y donde los niveles más comunes lesionados son L4 - L5 y L5 - S1, lo que representa más del 90 % de las hernias de disco lumbar sintomáticas en deporte ⁴⁷⁷.

En la muestra analizada en la presente investigación, la EVA lumbar media de los participantes se situó en los 7,64 puntos y la EVA de la pierna fue de 2,24 puntos, mientras que en investigaciones anteriores la peor intensidad de DL reportada por los deportistas profesionales durante los últimos 3 meses fue 3,8 y en los no profesionales fue 3,0 puntos, con valores de intensidad media del dolor de 2,4 y 1,8 puntos, respectivamente. Las diferencias encontradas entre ambos estudios pueden deberse a diferentes causas en la naturaleza del dolor, el afrontamiento hacia este e incluso socioculturales ⁴⁷⁸. De igual forma, al tratarse de disciplinas deportivas diferentes y no estar descritos los hábitos sedentarios de las poblaciones ⁴⁷⁹, las comparaciones deben realizarse con precaución.

Los resultados del presente estudio muestran, en relación con la localización del dolor, que en un 28 % la lateralidad es izquierda y un 24% la lateralidad es derecha; con respecto al dolor central, un 44 % presentaba esta localización. Estos resultados sugieren la posibilidad de predominio de dolor discogénico en el grupo de DL, puesto que se considera que aproximadamente en torno a un 40 % de los casos está originado por la

DISCUSIÓN

degeneración del disco intervertebral y aparece entre la tercera y la quinta década ^{15,480}, coincidiendo con la franja de edad de la muestra del presente estudio. Además, las personas con DL discogénico pueden presentar asociadas radiculopatías lumbares o dolores radiculares asociados, como consecuencia de la compresión generada por el desplazamiento y la degeneración del disco ¹⁵, lo que explicaría que algunos participantes del estudio también pudieran tener dolor por la pierna.

Por otra parte, en términos generales, si el paciente refiere síntomas en la línea media, hay un 73 % de probabilidad de que el dolor sea discogénico. Recíprocamente, si el paciente no reporta dolor en la línea media, hay un 96 % de probabilidad de que el dolor no sea debido a la degeneración del disco ⁴⁸¹. En cualquier caso, debido a que ninguno de los participantes del presente estudio tenía DL ni por la pierna en el momento de las mediciones, no se podría descartar completamente que fuera un dolor irradiado del tipo ciática.

En el presente estudio, el 28 % de los participantes con DL presentaba ciática, siendo dos el número de ciáticas más frecuente en los 12 últimos meses. Estos valores estarían dentro la tasa de prevalencia anual de ciática, que está entre 2,2 % y 34 % ⁴⁸², variando ampliamente entre los estudios, con una incidencia más alta del 40 %. La mayoría de los casos ocurren en la cuarta y quinta décadas de la vida ³⁶. En cualquier caso, las diferencias en las poblaciones de estudio y las definiciones de síntomas ciáticos explican la mayor parte de la variación de las estimaciones de prevalencia registradas ^{36,482}.

- Cuestionarios de salud ODI y RMQ

Los participantes del presente estudio tenían una incapacidad leve - moderada en el punto de más alto dolor del último episodio agudo (la puntuación total del ODI fue $12,72 \pm 8,51$ puntos y $5,16 \pm 3,31$ en el RMQ). Estos resultados no coinciden con lo encontrado en estudios previos sobre el DL, cuyos registros en ODI y RMQ fueron más elevados ^{483,484}. El contraste en los resultados de la presente investigación puede estar relacionado con el momento en el cual se cumplimentó el cuestionario, siendo fuera del proceso agudo para evitar los sesgos en los tiempos y alcances de las pruebas, lo que puede influir la puntuación menor en los resultados del presente estudio junto con las diferencias entre las características sociodemográficas, culturales y hábitos deportivos de los participantes de las diversas investigaciones.

DISCUSIÓN

En cuanto al número de horas del comportamiento sedentario, no parece existir relación entre la puntuación obtenida en los cuestionarios RMQ y ODI, así como tampoco existe relación con el número total de los METS registrados en el GPAQ. Para conocimiento del equipo de investigación, no hay evidencia científica que sugiera tal relación. Si bien, en términos generales los participantes con DL del presente estudio presentaron un comportamiento sedentario superior al del grupo control, existiendo, además, en pacientes con DL, dos tipos de comportamientos relacionados con la actividad física cuando se enfrentan al dolor; una parte de personas parece reaccionar con un comportamiento de evitación, lo que significa evitar las actividades físicas por temor a empeorar o sufrir un nuevo episodio de DL, lo que ocasionalmente provocará un descenso en el nivel de actividad física y un incremento en el nivel de discapacidad; por otra parte, existe otro tipo de personas que presentan un rechazo al dolor y continúan moviéndose con normalidad, al menos en el corto plazo, disminuyendo su actividad si el dolor no mejora⁸⁴. Ambos comportamientos pueden resultar en diferentes niveles de actividad física, lo que coincide con la falta de asociación encontrada entre la actividad física y la discapacidad en el presente estudio, aunque parece ser evidente que el grupo control dedica más horas y más días al ejercicio y, además, este lo hace con mayor intensidad.

- Cuestionario de actividad física GPAQ

En relación con el comportamiento sedentario, en los participantes del GC fue significativamente inferior que en el GH, a ser este una media de 4,6 horas menos diarias. Una menor práctica de actividad física intensa y un mayor comportamiento sedentario podría favorecer la presencia de DL en deportistas no profesionales con hernia discal lumbar. Esto está en la línea de las investigaciones que proponen al sedentarismo y a la inactividad física como una posible causa en el DL⁴⁸⁵⁻⁴⁸⁷, habiéndose estudiado que la disminución del tiempo de sedestación durante la jornada laboral, produce una disminución en la intensidad del DL^{488,489}.

Estos resultados coinciden con los observados en estudios anteriores⁴⁸⁵⁻⁴⁸⁷, los cuales propusieron al sedentarismo y a la inactividad física como una posible causa en el DL. Esto se debe, probablemente, a la inactividad muscular y al deterioro en la propiocepción lumbar^{102,103}, lo que implica la aparición de rectificación de la lordosis lumbar, especialmente en posiciones prolongadas de sedestación con inclinación hacia

DISCUSIÓN

delante, incluso en sedestación erguida, como consecuencia de la carga repetitiva y de la falta de estabilidad del sistema muscular, ligamentoso y fascial, lo que aumenta la compresión, la torsión y el cizallamiento sobre los discos de esta zona en particular, lo cual provoca su degeneración ⁹⁸. Este hallazgo confirma la asociación entre la disminución del tiempo de sedestación durante la jornada laboral y la disminución en la intensidad del DL ^{488,489}. Los resultados de investigaciones anteriores ⁴⁸⁶ indican la necesidad de contextualizar el volumen y la intensidad de la actividad física en el entorno laboral y en los desplazamientos diarios, si bien declinar toda la responsabilidad en la actividad física en el tiempo de ocio para evitar el DL, parece estar sobreestimada. Otras investigaciones demuestran ⁴⁹⁰ que a medida que aumenta el número de días y minutos por día que caminan las personas, disminuye la posibilidad de padecer DL, lo que podría explicar porque las personas del grupo control tienen menos DL que el GH. Esta combinación de resultados proporciona apoyo a la premisa de que educar a las personas con DL en un estilo de vida activo es un objetivo desafiante en el manejo del propio dolor.

Por otro parte, dentro del análisis de la actividad física y, en particular, a la intensidad de esta, estudios previos han señalado la influencia positiva que el deporte y la actividad física pueden tener sobre el sistema nociceptivo, por su importante rol en la reorganización de los procesos asociados con el movimiento y la capacidad de los músculos para dirigir dicho movimiento ⁴⁹¹.

Por otra parte, un hallazgo importante del presente estudio fue que existió una tendencia general a que los valores de actividad deportiva moderada realizadas por los participantes del GH son superiores a los de los participantes del GC. En contraste, los resultados de estudios previos han demostrado que el papel del ejercicio físico aeróbico, catalogado como moderado por el GPAQ, no es un factor de riesgo para la hernia de disco lumbar ⁴⁹². En base a esto, puede sugerirse que estas diferencias están relacionadas con la intensidad del dolor del GH, con la consecuente limitación en la función y la kinesiofobia y, como consecuencia del histórico de dolor de los participantes que conformaban el grupo, no permitiéndoles realizar las actividades intensas deportivas, lo que respaldaría el concepto de que las personas con DL pueden tener una fuente relevante de dolor en la hernia discal que afecte directamente a su funcionalidad y capacidad de movimiento. Acorde con este resultado, estudios previos determinaron que la actividad física en personas con DL es menos intensa y que podría incluso estar por debajo del nivel

DISCUSIÓN

requerido, lo que impactaría negativamente al efecto analgésico que tiene el ejercicio ⁴⁹³. Estas conclusiones pueden ayudar a comprender los resultados del presente estudio, los cuales si mostraron diferencias estadísticamente en el número de días de actividad deportiva intensa realizadas, donde los valores de los participantes del GC fueron superiores a los de los participantes del GH. Este resultado es consistente con investigaciones recientes ⁴⁹⁴, las cuales demostraron que el entrenamiento de alta intensidad en personas con DL reduce el dolor, disminuye la discapacidad física y el estrés psicológico, lo que podría explicar que el GC tenga menos DL. Estos factores podrían explicar, asimismo, que los participantes con mayor actividad intensa tengan menos DL.

Adicionalmente, y en la misma línea, en un ensayo clínico aleatorizado, se comparó el impacto de un programa de ejercicio terapéutico de alta intensidad con un plan similar de ejercicio terapéutico de intensidad moderada sobre la discapacidad, el dolor, la función, la capacidad de ejercicio y la fuerza de los músculos del abdomen y de la espalda en personas con DL, cuyos resultados evidencian que el entrenamiento de alta intensidad disminuye más la discapacidad que el ejercicio terapéutico de intensidad moderada ⁴⁹³.

6.2. INFLUENCIA DE LA LATERALIDAD Y GRUPO.

Los resultados del presente estudio muestran que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes pruebas y las mediciones evaluadas en ambos lados, entre los participantes del GC y los participantes del GH, en las diferentes pruebas y mediciones de la presente investigación. Resulta notable que a pesar de que en ambos grupos todos eran diestros, esto no afectó a los resultados de las pruebas y, por este motivo, se decidió agrupar las mediciones de ambos lados.

En este orden de ideas, en 2020 Sutherland et al. ⁴⁹⁵ evaluaron la rigidez en el aterrizaje tras salto en individuos con DL demostrando que no existieron diferencias entre lado dominante y no dominante entre personas con y sin DL. Estos resultados concuerdan con los encontrados en la presente investigación, lo que puede deberse a la ausencia de rotación en el gesto del aterrizaje. Por otra parte, en el estudio de Lee et al. ⁴⁹⁶ se exploró el tiempo que podían mantenerse en equilibrio y en apoyo monopodal sobre el miembro inferior dominante y no dominante en personas sanas y personas con DL. El estudio concluyó que no existían diferencias estadísticamente significativas en la estabilidad entre los grupos ni entre las pierna dominante y no dominante. Estos datos refuerzan el

punto de vista en el que, en ausencia de rotación, la dominancia del miembro inferior no es relevante. Sin embargo, la investigación de Peixoto et al.⁴⁴², reportó asimetrías en los rangos articulares del lado derecho e izquierdo y evidenció la relación entre dominancia y DL. En dicho estudio demostraron que la pierna no dominante de deportistas que practicaban judo presentaba menores rangos de movimiento en sujetos con antecedentes de DL y, además, que existían diferencias entre lado derecho e izquierdo. Estos resultados contrastan con lo encontrado en la presente investigación, posiblemente debido a la diferencia entre las disciplinas deportivas y a las características sociodemográficas de los participantes de los estudios. Por otro lado, Tak et al.⁴⁹⁷ concluyeron en su estudio que la rotación interna de la cadera, tanto pasiva como activa, de la pierna no dominante estaban significativamente relacionada con el DL en judocas adultos masculinos. No obstante, la dominancia de la pierna en el estudio estaba en relación con la ejecución de un movimiento de judo llamado *harai goshi*, en donde la dominancia se escoge por la cadera de apoyo o adelantada a la hora de realizar el citado movimiento, no por la dominancia en las actividades de la vida diaria, como sucede en la presente investigación. Otros estudios realizados en deportes como el tenis y el golf⁴⁹⁸, reportan resultados similares. De nuevo, este hecho no coincide con la presente investigación, por lo podría sugerirse que la dominancia o no dominancia del miembro inferior podría ser determinante en deportes relacionados con la rotación de cadera y tronco y no tanto en aquellos deportes que no la necesitan explícitamente. En este sentido, los resultados proporcionados por Sung et al.⁴⁹⁹ hacen plausible esta hipótesis, dado que esta asimetría podría estar relacionada con un aumento de los patrones compensatorios, a través de una mayor rotación lumbar hacia el lado dominante en sujetos con DL.

Respecto a la prueba de DF de tobillo, Rabin et al.⁵⁰⁰ sugirieron que existe diferencia en la relación entre dominancia y DL, al ser mayor el rango articular del tobillo en DF en el lado no dominante entre los participantes masculinos sanos. Este hallazgo no coincide con la presente investigación, lo que puede ser explicado por el hecho de que la muestra del presente estudio estuvo formada por varones que practicaban deporte sin dominancia de miembros. Este hecho es relevante, pues en deportes que impliquen el uso del miembro inferior tanto para golpear el balón como el fútbol o para cambios bruscos de dirección como el rugby, la pierna no dominante debe proporcionar estabilidad y equilibrio, y más grados de movimiento pueden permitir más ajustes en este sentido. En cualquier caso, los

DISCUSIÓN

autores de estos artículos, así como el equipo de investigación del presente estudio, coinciden en que la principal razón de las diferencias entre los hallazgos del presente estudio y los encontrados en investigaciones previas se relacionan con la técnica de medición que no fueron iguales.

En lo referente a la prueba de elevación de la pierna recta, en dos estudios ^{501,502} se demostró que tampoco existieron diferencias entre la dominancia del miembro inferior. Estos resultados coinciden con los obtenidos en el presente estudio, aunque se debe destacar que en ambas investigaciones eran personas asintomáticas. Tampoco se ha encontrado relación entre la dominancia de la pierna y la disminución de movimiento en la flexión de cadera en personas sanas ⁵⁰¹. De forma similar, en las pruebas funcionales, relacionado con la prueba de flexión dorsal de tobillo, Howe et al. ⁵⁰³ hallaron en su investigación que no existían diferencias entre las dominancias de los miembros inferiores en personas sanas deportistas. Los resultados son consistentes con los resultados de este estudio en relación con el GC.

Por otro lado, en cuanto al SEBT o al YBT, aunque existe literatura que sugiere la importancia y la influencia de la lateralidad en la prevención o el pronóstico de lesiones del miembro inferior ^{504,505}, no se ha encontrado documentación que relacione la dominancia del miembro inferior con el DL a través de estas pruebas de equilibrio.

En relación con las mediciones ecográficas del presente estudio, es de señalar que no se obtuvieron diferencias significativas en términos de dominancia del miembro inferior. Resultados similares fueron hallados en el estudio de Rankin et al. ⁵⁰⁶, quienes obtuvieron valores simétricos en los grosores de los músculos RA, OE, OI y TrAb. No obstante, dichos valores no pueden extrapolarse a población con DL ni deportista, puesto que se realizaron en sujetos sanos y donde no se precisó en número de METS. En este mismo sentido, Springer et al. ⁵⁰⁷ hallaron en sujetos sanos, sin precisar su actividad deportiva, que el grosor del TrAb era independiente del lado dominante. Igualmente, Paris - Alemany et al. ⁵⁰⁸ establecieron que los grosores del RA, del OE, del OI y del TrAb no presentaban diferencias entre los lados derecho e izquierdo en bailarines profesionales sin DL.

En lo que respecta a la exploración ecográfica de los ML, Hides et al. ⁵⁰⁹ determinaron que el ML del lado homolateral al lado dominante presentaba mayor grosor en jugadores

DISCUSIÓN

profesionales de cricket. Resultados similares fueron hallados en el estudio de Tsuchikane et al.⁵¹⁰, donde apareció una relación positiva entre el lado dominante y el ML del mismo lado en jugadores de béisbol y Almazán – Polo et al.³⁸⁴ en jugadores de baloncesto no profesionales. En oposición con estos resultados, no se detectó en la presente investigación tal relación, posiblemente debido a que los gestos deportivos del cricket, el béisbol y el baloncesto, donde la rotación de tronco y el uso del lado dominante de manera prioritaria son fundamentales.

En cuanto al TCPM, Calvo – Lobo et al.¹⁸⁸ llevaron a cabo un estudio en el que se describió una comparación del TCPM entre jugadores profesionales y no profesionales de baloncesto. Los resultados evidenciaron cómo la dominancia del miembro inferior, por ejemplo en un salto, o la dominancia de la mano para los lanzamientos a canasta, pueden suponer un estrés mecánico adicional para el tejido, lo que provoca cambios estructurales, lo que justifica que exista nuevamente una relación positiva entre dominancia y mayores grosores ecográficos. Estos resultados no coinciden con los del presente estudio, posiblemente debido a la bilateralidad y simetría de los gestos deportivos tanto del GC como del GH.

Acerca de la medición ecográfica de glúteo medio y menor y su relación con la dominancia del miembro inferior, los artículos previos presentaron las características sonográficas, pero sin establecer relación alguna con el DL ni la de este con la dominancia^{429,511}. Para conocimiento del equipo investigador, solo se ha encontrado el estudio de Skorupska et al.⁵¹² en el que concluyeron que el volumen de ambos músculos es igual en ambos lados, independientemente de la dominancia.. No obstante, los resultados no son extrapolables al presente estudio, pues las características sociodemográficas de los participantes eran diferentes y, además, las mediciones se realizaron con RM.

6.3.COMPARACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y MEDICIONES ECOGRÁFICAS ENTRE GRUPOS.

- Pruebas de flexibilidad.

En el presente trabajo, con relación a las pruebas de flexibilidad, se puede afirmar que en el GH existe una tendencia general a obtener peores registros comparados con el

DISCUSIÓN

GC, pero las diferencias resultan estadísticamente significativas solamente para la rotación interna de cadera y para la prueba dedos - suelo.

En la presente investigación, la rotación interna de cadera está significativamente disminuida en los participantes con DL. Resultados similares han sido obtenidos en estudios anteriores ^{513,514}, donde la tendencia general es que exista una disminución de la rotación interna en las personas con DL de hasta 10°. Sin embargo, la baja calidad metodológica de los artículos, así como las diferencias en las características demográficas de los participantes de los estudios, donde no se describen los hábitos relacionados con la actividad física y el sedentarismo, hace que los resultados no puedan ser comparables. De igual modo, diferentes estudios han propuesto que la alteración de la amplitud de movimiento en la rotación de la cadera puede ser un factor mecánico que contribuye al desarrollo de los síntomas del DL ^{441,515}, por lo que se recomienda la evaluación precisa del rango de movimiento de rotación de la cadera, especialmente la rotación interna, en el examen de las personas con síntomas de DL ⁵¹³. En esta línea, Vad et al. ^{516,517} observaron una diferencia de $6^\circ \pm 1,3^\circ$ menos de rotación interna en tenistas profesionales con DL y una diferencia de $5,1^\circ \pm 1,3^\circ$ menos en golfistas profesionales con DL. Estos resultados contrastan con los del presente estudio donde la diferencia fue de $3,14^\circ$ menos en el grupo GH. Este hecho se puede explicar porque en los estudios de Vad et al. ^{516,517}, los participantes eran deportistas profesionales, cuyos deportes implicaban patrones de rotación de tronco y cadera y porque la medición se realizó con una flexión de cadera de 90°, mientras que en el presente estudio no se realizó con flexión de cadera. Asimismo, no se especifican las características demográficas de los participantes, por lo que los datos son poco comparables.

En cambio, se han encontrado estudios ^{518,519} en los cuales no se describen diferencias en los rangos de movimiento en rotación interna de cadera entre deportistas con DL y sin DL. Estos resultados son contradictorios con respecto a los encontrados en la presente investigación, si bien es difícil determinar el motivo de estas diferencias, puesto que las características demográficas de los participantes eran diferentes y el método de medición no estaba registrado.

Por otra parte, la interacción entre la función de la articulación de la cadera y el DL desempeña un papel importante en el subgrupo de pacientes con lumbalgia inespecífica

DISCUSIÓN

⁵¹⁵. Del mismo modo, las personas con rangos limitados de movimiento de la cadera tienden a compensar este alterando su movimiento lumbar, lo que puede resultar en el establecimiento de patrones de movimiento asociados con un aumento del movimiento lumbopélvico ⁵²⁰. En este sentido, para determinar la posible relación entre la rotación interna de la cadera con el alcance en la dirección PM del YBT, se calculó el coeficiente de regresión lineal de Pearson (r), y su resultado fue de $r=-0,048$, $P=0,741$, por lo que no se observó relación estadísticamente significativa entre ambos valores, no existiendo en la literatura, para conocimiento del equipo investigador artículos previos que relacionen dichas variables.

Adicionalmente, la medición de la prueba dedos-suelo también evidenció diferencias estadísticamente significativas entre los grupos del estudio, la cual es mayor para el grupo de DL, de manera que estos resultados son consistentes con estudios similares realizados con anterioridad. Tak et al. ⁵²¹ encontraron en su investigación que la distancia de la prueba dedos – suelo, fue de $7,3 \pm 2,6$ cm más bajo en el grupo de DL. Estos resultados son acordes con los de la presente investigación, donde los participantes con DL tuvieron de media 9.4 cm menos, siendo la media del GH $8,8 \pm 1,11$ cm.

En su estudio, Vad et al. ^{516,517} observaron que existía una menor distancia en los sujetos con DL, la cual fue de $2 \pm 2,6$ cm en tenistas profesionales y $3 \pm 1,3$ cm en golfistas profesionales. Las diferencias entre estos estudios y la presente investigación pueden deberse a que las mediciones se realizaron en deportistas profesionales con un claro componente de rotación en sus deportes, mientras que los participantes del presente estudio no eran profesionales ni sus deportes preferentes exigían componentes de rotación.

Por otro lado, en diferentes estudios en personas no deportistas con DL, se ha encontrado como la distancia en la prueba dedos – suelo es mayor. Bodes et al. ⁵²² hallaron que los participantes con DL tenían un registro medio de $12,3 \pm 5,2$ cm, mientras que en el estudio de Valenza et al. ⁵²³ $17,24 \pm 10,35$ cm y en el de Ekedahl et al. ⁴⁴⁰ fue 17 ± 15 cm, siendo estas distancias superiores a los de la presente investigación, por lo que nuevamente se debe destacar que las características demográficas de las muestras eran diferentes y no estaban reflejados los hábitos sedentarios y de actividad física.

DISCUSIÓN

Para conocimiento del equipo investigador, no se han encontrado hasta la fecha estudios cuyos hallazgos reporten valores iguales o mayores en la prueba dedos – suelo para los participantes sanos frente a los participantes con DL. Este hecho podría deberse a que durante el movimiento de flexión anterior de tronco, la columna lumbar y la articulación coxofemoral, participan de una manera equitativa en este; y el movimiento coordinado entre ambas es importante para la correcta biomecánica lumbopélvica en flexión ⁵¹⁵. La diferencia en la prueba dedos - suelo que existe entre personas con DL y sin DL, coincidente con la encontrada en la presente investigación, puede ser debido a que el sujeto adopte una estrategia de protección de la región lumbopélvica para limitar el movimiento y evitar el dolor. Esta estrategia modifica la activación de los músculos del *core*, especialmente los de la región posterior, para evitar la flexión anterior de tronco ^{524,525} y lo hace porque uno de los mecanismos de lesión más característico en las personas con DL es el movimiento de flexión anterior del tronco ^{515,526,527}. Además, cabe destacar cómo las personas con DL, poseen una persistente activación de la musculatura espinal posterior y ausencia del “fenómeno de flexión-relajación” ^{528,529} lo que igualmente podría explicar la menor flexión anterior de tronco en la prueba dedos - suelo.

En relación con la prueba de flexión dorsal de tobillo y a pesar de que en el GH existe una tendencia general a obtener peores registros comparados con el GC, no fueron significativas las diferencias. Para conocimiento del equipo investigador, solo en el estudio de Brantingham et al. ⁵³⁰ se midió la DF en personas con DL. Esta investigación sugiere que los participantes que tienen un menor rango de DF del tobillo en el plano sagital (plano principal durante la marcha) en la posición de bipedestación tienen mayor DL. En estudios posteriores se ha observado que el aumento de la movilidad del tobillo, a través de movilizaciones pasivas o estiramientos activos, conlleva una reducción en la EVA del DL ⁵³¹. En contraste, en el presente estudio no se han encontrado diferencias significativas entre ambos grupos. A pesar de ello, es reseñable la diversidad de técnicas que se realizan para medir la dorsiflexión de tobillo ^{532,533}, lo cual dificulta la comparación entre las poblaciones de los estudios.

En cuanto a la prueba de elevación de la pierna recta, los hallazgos obtenidos en la presente investigación no han encontrado diferencias entre los grupos del estudio. Aunque la valoración de la extensibilidad de los músculos isquiotibiales podría ser importante en la población deportista y en la patogénesis de DL ⁵³⁴, en contraste con los valores

DISCUSIÓN

encontrados en los participantes de la presente investigación, estos solo pueden ser comparables con los de Hultman et al.³⁶⁴ (54,8° para el grupo de DL y 66,4° para el grupo sin DL) y Marshall et al.⁵³⁵ (para el grupo de DL $75,2 \pm 14,2^\circ$ y para el grupo sin DL $83,7 \pm 13,5^\circ$), dado que la técnica de medición fue la misma. Aun así, las características sociodemográficas, los hábitos sedentarios y los hábitos laborales no eran los mismos y por ello las comparaciones deben hacerse con mucha cautela. Este hecho pone de manifiesto que la literatura actual es ciertamente controvertida de cara a establecer el acortamiento de la musculatura isquiotibial como fuente de DL, y si bien es cierto que los últimos estudios parecen no obtener una relación entre dicho acortamiento de la musculatura y el DL^{536,537}, otros autores han demostrado que esta rigidez es un factor influyente en el desarrollo de DL, principalmente por la relación de este signo con otras estrategias posturales de adaptación ante cualquier disfunción lumbar⁵³⁸.

Por su parte, en la revisión sistemática de Rincón – Rueda et al.⁵³⁹ se observa que un mayor número de estudios hallaron diferencias estadísticamente significativas entre la longitud de los músculos isquiotibiales al comparar personas con y sin DL, siendo esta menor para los participantes con DL. Según los autores mencionados, estos hallazgos no tienen relevancia clínica dada la baja calidad metodológica de los estudios analizados. Este estudio pone de manifiesto además, que las diferencias encontradas en la exploración de la extensibilidad isquiotibial son de difícil comparación por la diversidad de pruebas para su valoración. En consecuencia, la puntuación de la prueba puede estar fuertemente influenciada por la subjetividad de los examinadores o de los participantes por su variabilidad individual en la tolerancia al estiramiento muscular. En este sentido, Kellis et al.⁴³⁸ en estudio realizado con valoración ecografía de la musculatura isquiotibial, confirman estas observaciones, puesto que plantearon la hipótesis de que en la prueba de la elevación de la pierna recta, otras estructuras como nervios o la propia rigidez de los músculos y no la longitud, sean los causantes de un menor rango de movimiento. El principal hallazgo de este estudio fue que el alargamiento de los isquiotibiales cuantificado mediante el uso de ecografía no fue significativamente diferente entre un grupo con DL y sujetos de control donde las mediciones para el grupo de DL $76,44 \pm 9,14^\circ$ y $19,42 \pm 5,82$ puntos en el ODI y para el grupo sin DL $83,38 \pm 8,13^\circ$. Estos datos son similares a los encontrados en la presente investigación, aunque contradictorios con los hallados en la literatura. Al mismo tiempo, Hori et al.⁵³⁶ concluyeron en su revisión

DISCUSIÓN

sistemática y metaanálisis que actualmente en la literatura se manejan cuatro pruebas para la flexibilidad de los isquiotibiales y cinco para la rigidez para evaluar a las personas con y sin DL. Asimismo, los hallazgos de este estudio son coincidentes con los de Rincón – Rueda ⁵³⁹. Sin embargo, no fue posible concluir si los individuos con DL tienen alteraciones en la flexibilidad y rigidez de los isquiotibiales, debido a la baja calidad de las pruebas para el metaanálisis. Adicionalmente, Kellis et al. ⁴³⁸ demostraron que los individuos con DL mostraban una puntuación más baja en la prueba de elevación de la pierna recta, pero sin diferencias en la rigidez de los isquiotibiales, mientras que otros autores ⁵³⁵ evidenciaron que los pacientes con DL mostraban una mayor rigidez pasiva, pero una puntuación en la prueba de elevación de la pierna recta similar con las personas sanas.

Esta presente investigación arroja resultados que subrayan las conclusiones obtenidas en gran parte de los trabajos previos, donde se necesitan estudios de mayor calidad metodológica para poder establecer si existe una relación causal entre el acortamiento de la musculatura isquiotibial, mediante la prueba de la elevación de la pierna recta y el DL.

- Mediciones ecográficas de la región abdominopélvica

En el presente estudio, las mediciones ecográficas en reposo del abdomen mostraron una disminución del grosor del RA, así como una reducción del grosor del OE y TrAb para el grupo de DL.

En su investigación en pacientes sin DL, Rankin et al. ⁵⁰⁶, concluyeron que el RA, OE, OI y TrAb representan respectivamente en reposo, el 35 %, 22,8 %, 28,4 % y el 13,8 % del grosor total de la pared abdominal, sin existir diferencias entre los lados derecho e izquierdo ni entre sexos masculino y femenino. Estos resultados son acordes con los de la presente investigación, donde en el GC el RA supone el 40 %, el OE el 16 %, el OI el 29 % y el TrAb el 13,6 %. Si bien es cierto que el estudio de Rankin et al. ⁵⁰⁶ se realizó en personas sin DL, para el GH de la presente investigación, el RA supone el 39,9 %, el OE el 15,7 %, el OI el 30,5 % y el TrAb el 13,9 %, donde los porcentajes de distribución son similares y en donde el orden sigue siendo de mayor a menor RA, OI, OE y TrAb. De igual manera, Nuzzo et al. ³⁴⁹ realizaron un estudio trasversal en el que midieron el grosor en reposo de la musculatura OE, OI, TrAb en bomberos sin DL, donde los resultados son comparables a los participantes del GC de la presente investigación en

DISCUSIÓN

tanto las características de ambas poblaciones son similares en edad, peso y hábitos deportivos. Los resultados fueron los siguientes: OE $0,57 \pm 0,16$ cm; OI $1,08 \pm 0,23$ cm; TrAb $0,41 \pm 0,12$ cm. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en las mediciones en reposo para los participantes del GC. En un estudio transversal de casos y controles en personas no deportistas con y sin DL, llevado a cabo por Whittaker et al.³⁶⁰, fue medido y comparado el grosor en reposo de los cuatro músculos de la pared abdominal utilizando la técnica RUSI. Las características de edad y peso fueron similares, aunque no se describieron los hábitos de actividad física y sedentarismo. Por otro lado, el ODI era superior ($19,9$ puntos $\pm 11,5$ puntos) y la EVA en el momento de las mediciones fue de $3,9 \pm 1,6$ puntos. Las mediciones para personas sin DL fueron para RA $0,91 \pm 0,12$ cm para el OE $0,33 \pm 0,09$ cm para el OI $0,55 \pm 1,7$ cm y para el TrAb $0,24 \pm 0,05$ cm. Las mediciones para los participantes con DL fueron para RA $0,78 \pm 0,15$ cm para el OE $0,33 \pm 0,09$ cm para el OI $0,52 \pm 0,16$ cm y para el TrAb $0,26 \pm 0,06$ cm. Los autores determinaron que los participantes con DL tienen menos grosor en los músculos RA siendo estas diferencias más significativas que las encontradas en los músculos OE, OI y TrAb. De acuerdo con la presente investigación, el grosor total de la pared abdominal es inferior en el grupo de DL, lo que a pesar de las diferencias en las características de las muestras, es coincidente con la presente investigación. Igualmente, en un estudio observacional desarrollado por Romero - Morales et al.⁵⁴⁰ se evaluaron y compararon las mediciones RUSI en reposo del grosor de los músculos de la pared abdominal (RA, OI, OE y TrAb) y la DIR entre 16 jugadores de baloncesto de élite sin DL y 16 jugadores no profesionales sin DL. Las características demográficas de los jugadores de elite diferían a los de la presente investigación, aunque las de los jugadores no profesionales fue bastante similar. Las mediciones para los jugadores profesionales fueron para RA $1,55 \pm 0,35$ cm para el OE $0,50 \pm 0,14$ cm para el OI $1,06 \pm 0,25$ cm y para el TrAb $0,44 \pm 0,15$ cm, mientras que las mediciones para los jugadores sin DL amateur fueron para RA $1,42 \pm 0,29$ cm para el OE $1,07 \pm 0,23$ cm para el OI $1,15 \pm 0,20$ cm y para el TrAb $0,39 \pm 0,09$ cm. Estos resultados coinciden, en línea general, con los observados en la presente investigación.

Por otra parte, en la presente investigación la valoración ecográfica activa de la musculatura abdominal mostró diferencias estadísticamente significativas, en donde los

DISCUSIÓN

músculos OE, OI y TrAb presentaron valores significativamente inferiores en los participantes del GH.

En dos investigaciones realizadas por Teyhen et al.^{341,541}, se midieron y compararon los grosores en activo del OI y TrAb. En el primer estudio³⁴¹, la muestra estuvo conformada por 15 personas con DL con test de Lasegue positivo y por 15 personas sanas. El grosor promedio del músculo TrAb en activo para aquellos sin DL fue de $0,44 \pm 0,01$ cm y para aquellos con DL fue $0,38 \pm 0,07$ cm. El grosor promedio del músculo OI en activo fue de para aquellos sin DL fue $0,87 \pm 0,30$ cm y de $0,79 \pm 0,24$ cm para aquellos con DL. En el segundo estudio⁵⁴¹, compararon a 15 personas sin DL con 15 personas con DL. Los participantes con DL tenían el test de Lasegue positivo y al menos un test de provocación de dolor sacroilíaco positivo. Esta vez encontraron que el grosor promedio del músculo TrAb en activo para aquellos sin DL fue de $0,42 \pm 0,12$ cm y para aquellos con DL fue $0,39 \pm 0,07$ cm. El grosor promedio del músculo OI en activo fue para aquellos sin DL fue $0,83 \pm 0,30$ cm y de $0,80 \pm 0,24$ cm para aquellos con DL. Los datos de estos dos estudios son comparables y coincidentes a los encontrados por la presente investigación, a pesar de que las características sociodemográficas, hábitos sedentarios y características del dolor de los participantes eran diferentes, lo que hace pensar que en la patogénesis del DL intervienen más factores además de las descripciones anatómicas de la musculatura. Adicionalmente, Larivière et al.³⁴⁵ realizaron mediciones RUSI en activo de la región abdominal (OE, OI y TrAb) a 61 hombres y mujeres de entre 18 y 65 años antes y después de un programa de ejercicios de estabilización lumbar de 8 semanas de duración. 31 personas no tenían DL y 30 si tenían DL con un ODI fue de $26,7 \pm 8,4$ y una EVA de $4,8 \pm 1,2$ puntos. No se especificaron los hábitos sedentarios ni de actividad física ni laborales. De igual forma, los participantes de este estudio presentaban un mayor peso e IMC, en comparación con la población de la presente investigación. Las mediciones en activo antes de las 8 semanas de ejercicio para el grupo control fueron para el OE $0,59 \pm 1,6$ cm, el OI $0,94 \pm 0,2$ cm y el TrAb $0,34 \pm 0,1$ cm. Para el grupo con DL fueron para el OE $0,59 \pm 1,7$ cm, el OI $0,81 \pm 0,2$ cm y el TrAb $0,33 \pm 0,09$ cm. No se midió el RA, por lo que no puede ser comprable. Por otro lado, la diferencia de resultados en las mediciones RUSI podría deberse a las diferencias entre las características entre las poblaciones de los estudios.

DISCUSIÓN

En general, estos resultados encontrados en la literatura han reforzado el punto de vista del equipo investigador sobre la disminución del grosor en activo o en reposo de los músculos de la región abdominal en personas con DL. Además, para conocimiento del equipo investigador no se ha encontrado evidencia científica que concluya que el grosor de los músculos abdominales es mayor en personas con DL. Por otra parte, aunque los datos obtenidos en la presente investigación coincidieron con los descritos en estudios previos, deben interpretarse con cautela, puesto que a pesar de que la literatura es abundante, los métodos de activación de la musculatura son muy variados pudiendo encontrarse diferentes resultados en función de las técnicas empleadas.

En cuanto a la valoración ecográfica en reposo y en activo de las secciones transversales de la región lumbar, en el presente trabajo no se han encontrado diferencias significativas entre los GC y GH. A pesar de que son varios los artículos que han descrito las características de la musculatura lumbar^{194,349,354,356}, estableciendo una disminución de la AST del ML en personas con DL, en el presente estudio no se ha encontrado tal asociación.

En esta línea de resultados, en personas físicamente activas y sanas, Nuzzo et al.³⁴⁹ realizaron un estudio transversal donde midieron el grosor en reposo de la musculatura ML en bomberos sin DL, donde los resultados son comparables a los participantes del GC de la presente investigación en tanto las características de ambas poblaciones son similares en edad, peso y hábitos deportivos. Los resultados fueron los siguientes; L4 $11,6 \pm 2,2$ cm² y L5 $11,5 \pm 2,1$ cm². Estos resultados concuerdan con los obtenidos en las mediciones en reposo para los participantes sin DL. Estos resultados han reforzado el punto de vista sobre la necesidad de interpretar las características sociodemográficas y deportivas para poder extrapolar los datos de las investigaciones. Por otro lado, en el estudio observacional transversal de Sitilertpisan et al.⁵⁴² no se observó relación entre la AST y el DL en 31 levantadores de peso profesionales, lo que es coincidente con los resultados de la presente investigación. Los participantes sanos tenían un AST en L4 de $8,05 \pm 0,57$ cm² y en L5 $10,07 \pm 0,50$ cm², mientras que los participantes con DL tenían un AST en L4 de $7,98 \pm 0,03$ cm² y en L5 $9,75 \pm 0,4$ cm². De manera similar, Smyers – Evanson et al.⁴¹⁰ compararon el AST del ML en bailarines de salón profesionales con DL (ODI 4,38 $\pm 1,8$ puntos) y sin DL. La media del AST para L4 para el grupo sin DL fue de $8,5 \pm 1,2$ cm² y para L5, $7,95 \pm 1,47$ cm², mientras que para los participantes con DL fue de $8,0 \pm$

DISCUSIÓN

1,45 cm² para L4 y de 7,9 ± 1,31 cm². Las conclusiones del estudio fueron que no existió relación entre el DL y el tamaño del ML en bailarines de salón de élite, lo que está alineado con los resultados de la presente investigación. En ambas investigaciones^{542,410}, las características de las muestras eran diferentes a las del presente estudio, lo que hace que las comparaciones deban tomarse con precaución.

Por su parte, Almazán – Polo et al.³⁸⁴ analizaron la estructura del ML en deportistas con y sin DL. En el estudio participaron 30 personas, de las cuales 15 tenían DL. Las edades estaban comprendidas entre los 18 y 35 años con al menos 1500 METS de actividad física semanal. El IMC fue de 24 ± 2,14 y los METS del grupo de DL 4266 y 3198 en los sanos. La puntuación en el RMQ fue de 3,00 ± 3 puntos. El AST para el grupo de DL en reposo fue de 7,17 ± 1,5 cm² y de 7,29 ± 0,49 cm² para el grupo de personas sin DL. Por otro lado, el AST para el grupo de DL en activo, a través de la elevación del brazo contralateral, fue de 7,6 ± 1,32 cm² para el grupo de DL y de 8,08 ± 1,78 cm² para el grupo de personas sin DL. Los autores concluyeron que los deportistas con DL no mostraron diferencias cuando se compararon con deportistas sanos, sin embargo, los deportistas con DL evidenciaron una diferencia reducida de AST de ML entre el reposo y la contracción muscular durante la prueba de elevación del brazo contralateral, en comparación con los deportistas sanos. Los hallazgos de este estudio son consistentes con los de la presente investigación en relación con la relación de AST con el DL, a pesar de las diferencias entre las mediciones. En contraste, en la presente investigación, respecto a la diferencia entre reposo y contracción, no se obtuvieron diferencias. Estos factores podrían explicarse por las características del dolor, bilateral o unilateral o a deficiencias del movimiento y del control motor.

No obstante desde 2005, existen estudios en poblaciones no deportistas que establecen la relación entre el AST del ML y el DL. Stokes et al.³⁵⁴ desarrollaron un estudio prospectivo transversal dirigido a establecer los datos de referencia normales para las mediciones del ML en personas sin DL. Midieron a 120 personas, 68 mujeres y 52 hombres de entre 20 y 69 años. Sus resultados fueron de 7,87 cm² para L4 y 8,91 cm² para L5. Poco después, nuevamente Stokes et al.⁵⁴³, en 2007, en revisión clínica, analizaron las características morfológicas de los ML en poblaciones sanas siendo los resultados similares a su anterior estudio³⁵⁴. Alineado con esta conclusión, Hides et al.⁵⁴⁴ mostraron que los participantes con DL tenían un AST de los ML menores que los participantes

DISCUSIÓN

sanos, coincidiendo el nivel del dolor con aquellos segmentos con menor grosor. Por otra parte, Lee et al.⁵⁴⁵ analizaron a 19 personas sin DL y 16 con DL. Los resultados evidenciaron que los participantes sanos tenían un AST en L4 de $7,65 \pm 1,34 \text{ cm}^2$ y en L5 $7,20 \pm 1,8 \text{ cm}^2$, mientras que los pacientes con DL tenían un AST en L4 de $7,10 \pm 1,04 \text{ cm}^2$ y en L5 de $6,93 \pm 1,04 \text{ cm}^2$. Estos datos no son coincidentes con los resultados del presente estudio, lo que puede deberse a las diferencias entre los participantes de la muestra del estudio y a las diferentes intensidades de dolor y disfunción. Aunque los IMC reportados por las investigaciones anteriores, eran similares a los de la presente investigación, el hecho de que en la muestra hubiera mujeres y no se especificaran los hábitos sedentarios ni deportivos ha podido propiciar las diferencias entre las mediciones de este estudio y el presente estudio.

De igual modo en población deportista, Schryver et al.⁵⁴⁶ realizaron un estudio cuyo objetivo principal fue examinar y comparar el tamaño, la asimetría y la función del ML a nivel de L5 en 41 jugadores de universitarios de fútbol americano con y sin DL. Como objetivo secundario se planteó examinar la relación entre las características del ML y la composición corporal en jugadores de fútbol. Las características de las poblaciones entre este estudio y la presente investigación difieren en el IMC ($29,0 \pm 5,3$), en las edades y en el tipo de deporte. La EVA fue similar, $5,08 \pm 1,8$ puntos, mientras que no se reportan ODI, RMQ o GPAQ. Es de señalar que, los resultados no coinciden con los encontrados en la presente investigación, puesto que demuestran que el grosor del músculo ML en reposo en decúbito prono fue significativamente menor en los jugadores de fútbol con DL. Además, el AST del ML en decúbito prono se correlacionó significativa y positivamente con el peso, la altura, la masa corporal magra, la masa grasa y el porcentaje totales de grasa corporal, lo cual podría justificar las diferencias entre los estudios, debido a que la morfología de los ML parece estar relacionada con las mediciones de la composición corporal. Este hallazgo abre la puerta a futuras investigaciones, donde no solo el IMC deberá contemplarse, sino también los porcentajes de masa magra y masa muscular de los participantes con DL.

Por todo lo expuesto, los resultados de la presente investigación proporcionan apoyo adicional a la hipótesis de que esta hipertrofia presente en ML también podría estar relacionada con la infiltración grasa. Este hallazgo fue consistente con la evidencia histológica de hipertrofia de fibras de tipo I y atrofia de fibras de tipo II en individuos con

DL crónico, lo que posiblemente indica una respuesta adaptativa a la atrofia muscular ⁵⁴⁷.

Por otro lado, no se encontraron diferencias significativas entre los GC y GH en las mediciones de las secciones transversales de la musculatura de la cadera en reposo ni en activo para el glúteo medio y menor. Lo primero que sorprende de los datos de la presente investigación es que la escasa activación del glúteo menor. Dieterich et al. ¹³⁸ evaluaron la diferenciación de la actividad del glúteo menor y las regiones profunda y superficial del glúteo medio durante ejercicios en decúbito lateral y en bipedestación con apoyo monopodal. Los autores establecieron que los ejercicios en bipedestación y apoyo monopodal dieron como resultado una mayor variabilidad de entre el glúteo menor y el glúteo medio profundo frente a la abducción en decúbito lateral, por lo que para futuras investigaciones debe plantearse los ejercicios en carga para enfatizar en las diferencias entre glúteo medio y menor. Al mismo tiempo, las mediciones en reposo y activo de glúteo medio y menor a través de la técnica RUSI fueron medidas en personas sin DL en otro estudio de Dieterich et al. ³⁵⁸, donde se indicó que el valor en reposo para glúteo medio fue de 2,43 cm y para glúteo menor fue de 1,91 cm. Los valores en activo, al 80% de la capacidad máxima voluntaria, fueron de 2,92 cm para glúteo medio y 1,89 cm para glúteo menor. Desafortunadamente en el estudio no se muestran las características de la muestra y el tamaño de esta fue pequeño, puesto que contó con 15 sujetos, por lo que difícilmente pueden ser comparables. No obstante, los autores sugirieron que la presión ejercida por el glúteo medio es la que impide la expansión del glúteo menor, por lo que medir la actividad en fase iniciales del movimiento sería óptimo de cara a evitar la completa activación del glúteo medio. En un estudio similar, Whittaker et al. ⁴²⁹ miden a 29 jugadoras de fútbol sin DL de entre 14 y 17 años. Los resultados de sus mediciones fueron para el glúteo medio en reposo $2,05 \pm 0,39$ cm y en activo $2,26 \pm 0,38$ cm. Para el glúteo menor en reposo fueron $1,21 \pm 0,23$ cm y en activo $1,27 \pm 0,23$ cm. Al tratarse de mujeres sanas y sin especificar IMC ni GPAQ, los resultados no pueden ser comparables, aunque es destacable nuevamente la baja activación del glúteo menor.

En un estudio de casos y controles Aboufazelil et al. ⁵⁴⁸, analizaron el grosor del glúteo medio en 30 mujeres con DL y 30 mujeres sin DL. Las edades estaban comprendidas entre los 20 y 45 años con un IMC medio de $23,6 \pm 3,3$ en el grupo sano y $23,4 \pm 3,2$ en el grupo de DL. La EVA fue de $7,5 \pm 0,7$ puntos en el momento de la

DISCUSIÓN

medición. Los datos del estudio sugirieron que para el grupo control el grosor en reposo fue de $2,2 \pm 0,11$ cm y en activo de $3,39 \pm 0,10$ cm, mientras que para el grupo de DL en reposo el glúteo medio fue de $1,68 \pm 0,33$ cm y en activo de $2,61 \pm 0,9$ cm. Al tratarse de una población compuesta íntegramente por mujeres y al no reportar datos en el ODI, RMQ y/o GPAQ los datos no pueden ser comparables con los de la presente investigación.

Respecto al glúteo menor, está considerado dentro de los músculos rotadores internos y flexor de cadera, aunque dado que su palanca biomecánica es muy corta, se sugiere que la función principal de este músculo sea la mantener la coaptación de la articulación¹³⁸. Su papel en el DL no está claro y para conocimiento del equipo investigador, tan solo existe un artículo que haya realizado mediciones en este músculo en participantes con DL y estas se realizaron de un método de cálculo de volumen en tres dimensiones a partir de mediciones en RM. Los resultados fueron que el glúteo menor en reposo se encuentra atrofiado tan solo en el 50 % de las personas con DL en ellos y especialmente en el lado sintomático⁵⁴⁹. En contrapunto, los resultados del presente estudio no encuentran diferencias en los grosores activos y pasivos de este músculo, aunque pueden ser difícilmente comparables ambos estudios por los distintos métodos de medición, el tamaño de la muestra y que este estuviera formado por hombres y mujeres y con distintas características de dolor, sociodemográficas, deportivas y sedentarias.

Atendiendo a la evidencia científica disponible en este momento y para el conocimiento del equipo investigador, la presente investigación es la primera que mide la activación del glúteo medio y menor en deportistas no profesionales con DL, por lo que se hacen necesarios más estudios con muestras y metodologías similares para establecer comparaciones.

En cuanto al TCPM, en la presente investigación se observaron diferencias entre los grupos en la región anterior del abdomen, donde los valores del TCPM PIEL / RA, TCPM RA / VISCERA y TOTAL TCPM ANTERIOR de los participantes del GC fueron significativamente inferiores a los del GH.

En este sentido, Langevin et al.⁵⁵⁰ plantearon la hipótesis de que este tejido desempeña un papel importante en sujetos con DL, puesto que podría suponer un inconveniente en la transmisión de fuerza a través de la fascia abdominal para

DISCUSIÓN

proporcionar estabilidad estructural y controlar la transferencia de carga entre la parte superior del tronco y la pelvis durante el movimiento funcional, encontrando en su estudio un grosor del TCPM, hasta un 22 % superior, en personas con DL ¹⁹⁴. Estos resultados concuerdan también con las observaciones realizadas en el presente estudio que mostraron que el grosor del TCPM está aumentado en personas con DL en un 20,7 %, aunque deben tomarse con precaución, dado que las características de las muestras eran diferentes y la medición del presente estudio se realizó en la región anterior y lateral del abdomen y Langevin et al. ⁵⁵⁰ los realizó en el nivel L2-L3. De igual modo, este engrosamiento del TCPM puede deberse a anomalías del propio tejido, a la respuesta a tensiones repetitivas creadas por un patrón de movimiento alterado preexistente o secundario a movimientos repetitivos por miedo o evitación al dolor, por posturas habituales o por gestos propios de los deportes ⁵⁵¹. En lo referente a las mediciones del TCPM de la región abdominal, en personas con DL, Whittaker et al. ³⁶⁰ en un estudio transversal de casos y controles midieron y compararon el grosor del TCPM en personas con y sin DL. La muestra estuvo compuesta por hombres y mujeres cuyas edades e IMC fueron similares a los de la presente investigación. Los resultados para el grupo control fueron para el TCPM de la región anterior $0,2 \pm 0,04$ cm y $0,23 \pm 0,04$ para la región lateral. El total del TCPM fue de $0,43 \pm 0,02$ cm. Para el grupo de DL, fueron para el TCPM de la región anterior $0,26 \pm 0,08$ cm y $0,29 \pm 0,08$ para la región lateral. El total del TCPM fue de $0,55 \pm 0,02$ cm. Si bien las características sociodemográficas de las muestras de ambos estudios eran diferentes a la del presente estudio, estos hallazgos y refuerzan la hipótesis del papel del TCPM en la transmisión de fuerza en los movimientos, así como en un engrosamiento en personas con DL.

En contraste con los resultados de la presente investigación, Nanikawa et al. ⁵⁵² midieron el TCPM de la región anterior y lateral a 38 hombres en personas sin DL. Las mediciones para el TCPM de la región anterior del abdomen fueron de $0,21 \pm 0,02$ cm y de $0,44 \pm 0,2$ cm para el TCPM de la cara lateral del abdomen. Estos datos no coinciden con lo obtenido en el presente estudio, lo que puede deberse que a las características de las poblaciones de ambos estudios eran diferentes.

En lo referente a la DIR, en la presente investigación no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los participantes de los GC y GH. En esta misma línea, Nanikawa et al. ⁵⁵² midieron la DIR a 38 hombres sin DL. La distancia obtenida

DISCUSIÓN

fue $0,76 \pm 0,31$ cm, lo que coincide con los datos de la presente investigación en relación con el GC. A pesar de esta coincidencia, puesto que no se conocen los hábitos sedentarios ni deportivos de la muestra, la comparación con el presente estudio debe realizarse con precaución. De manera similar, pero ya con personas con DL, se llevó a cabo por Whittaker et al.⁴²⁹ un estudio transversal de casos y controles, donde se midieron y compararon la DIR en personas con y sin DL. Los resultados fueron para el grupo sano $0,74 \pm 0,32$ cm y para los participantes con DL $1,3 \pm 0,88$ cm. Nuevamente estos resultados coinciden para los participantes sin DL, pero no son coincidentes con los hallados en participantes con DL, en la presente investigación, por lo que se debe tener en cuenta que las características sociodemográficas entre las poblaciones de los estudios eran diferentes. Además, un posible sesgo fue en este caso, que en ambos grupos había mujeres pudiendo haber sido determinante el hecho de que varias de ellas estuvieron embarazadas en algún momento antes del estudio. En deportistas sin DL, Romero - Morales et al.¹⁸⁸ encontraron diferencias significativas en cuanto a la DIR siendo esta mayor en jugadores de baloncesto de elite ($1,28 \pm 0,69$ cm) frente a jugadores amateurs ($1,04 \pm 0,51$ cm). Estos resultados no son coincidentes con los encontrados en la presente investigación, siendo valores superiores a los resultados para el GC. Esto puede deberse a las diferencias entre las características de los participantes y su dolor, así como el deporte que practicaban.

Para conocimiento del equipo investigador no se han encontrado estudios que comparen la DIR en deportistas masculinos no profesionales con y sin DL, por lo que tendrán que llevarse a cabo otros estudios que tomen en cuenta estas variables.

- Pruebas funcionales: Y – Balance test

Respecto a la prueba funcional YBT, los resultados del presente estudio evidenciaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos, siendo el alcance total del YBT significativamente menor en el grupo de DL. Específicamente, además, los alcances PL y PM disminuyeron significativamente en el grupo de DL.

Estos resultados obtenidos en la presente investigación, son consistentes con lo descrito anteriormente en la literatura científica, puesto que Ganesh et al.⁵⁵³ demostraron cómo el alcance en esta prueba es menor en personas con DL que en sanos y muestran como resultado principal que hubo diferencias estadísticamente significativas en el

DISCUSIÓN

rendimiento entre los GC y DL en todas las direcciones excepto en la posterior. Las distancias fueron; para el alcance ANT en el grupo de DL $72,61 \pm 6,91$ cm y para el grupo control $82,38 \pm 5,11$ cm; para el alcance PM en el grupo de DL $74,19 \pm 8,50$ y cm para el grupo control $83,06 \pm 1,02$ cm; y para el alcance PL en el grupo de DL $63,19 \pm 1,18$ cm y para el grupo control $76,30 \pm 9,32$ cm. Comparando estos resultados con los de la presente investigación, es sorprendente observar los casi 27 cm de diferencia existente entre los alcances ANT de los participantes sanos de ambos estudios y los 18 cm entre los participantes con DL. Este hecho no se puede justificar a través de la características demográficas de los participantes, puesto que en el estudio de Ganesh et al.⁵⁵³ no están descritas. El resto de las mediciones son consistentes con las de la presente investigación.

En un estudio transversal, Hooper et al.⁴⁰⁴ midieron a 24 hombres y 18 mujeres con edades comprendidas entre 18 y 50 años con DL y sin DL. Se especificaron los hábitos sedentarios, de actividad física y laborales de los participantes a través del *Baecke Physical Activity Questionnaire*, en donde los participantes sanos obtuvieron una puntuación de $8,1 \pm 1,3$ y las persona con DL $7,8 \pm 1,3$, lo que los considera como sedentarios. En el RMQ los participantes con DL marcaron una media de $3,4 \pm 2,7$ puntos. Los resultados fueron que para el alcance ANT en sanos $66,4 \pm 7,0$ cm y $66,3 \pm 4,6$ cm en el grupo de DL. Para el alcance PM en sanos $109,3 \pm 6,7$ cm y $101,3 \pm 8$ cm en el grupo de DL y para el alcance PL en sanos $105,8 \pm 6,6$ cm y $94,4 \pm 9,5$ cm en el grupo de DL. Cabe destacar que solo se realizó la medición del miembro inferior dominante. De nuevo, los resultados son consistentes con los de la presente investigación, especialmente, además, en no encontrar diferencias significativas en el alcance ANT. No obstante, sorprende la longitud de los alcances del estudio de Hooper et al.⁴⁰⁴ y pese a que las características demográficas de los pacientes eran similares, tanto la inclusión de mujeres en la muestra del estudio, como el hecho de que los participantes eran considerados como sedentarios, hace que los estudios no sean comparables. Además, las diferencias en las mediciones pueden tener que ver con el instrumento de medida, puesto que las instrucciones dadas a los participantes de ambos estudios, así como las repeticiones y descansos fueron los mismos. Hooper et al.⁴⁰⁴ utilizó el *Y – Balance Test Kit (Perform Better, West Warwick, RI)* mientras que en la presente investigación se dibujaron las líneas en el suelo siguiendo las pautas de artículos anteriores⁴⁰¹.

DISCUSIÓN

En esta línea de resultados, los estudios de Behennah et al.⁵⁵⁴ y Tsigkanos et al.⁵⁵⁵ revelaron que el rendimiento de los participantes con DL en la prueba YBT, fue inferior globalmente y especialmente en las direcciones posteriores, hecho que coincide con los resultados de la presente investigación. Es destacable que las características demográficas difieren con los participantes de la presente investigación y además no reportan EVA, ODI o RMQ. Tampoco cuestionario alguno sobre hábitos sedentarios, de actividad física y entorno laboral. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en estudios previos y la presente investigación acerca de la disminución de los alcances posteriores, y también corrobora la hipótesis planteada por Della Volpe et al.⁵⁵⁶ quienes concluyeron que la dirección posterior es la más representativa de la capacidad propioceptiva en personas con DL, debido a las perturbaciones de los mecanismos del equilibrio debido al dolor crónico, la inhibición muscular y la reducción del control motor.

En otro orden de ideas y para el conocimiento del equipo investigador, no se han encontrado artículos que concluyan que los alcances en el YBT sean iguales o inferiores en personas sanas comparadas con personas con DL.

Como conclusión a los hallazgos de la presente investigación, en el YBT cada una de las direcciones ofrece un reto diferente para el participante, pues el reclutamiento muscular es específico dependiendo de la dirección, sugiriendo los hallazgos del presente estudio que debido a que no existieron diferencias estadísticamente significativas en la DF de tobillo y sí las hay en la rotación interna de cadera, los participantes del estudio adoptan la estrategia de cadera como mecanismo de movimiento^{557,558}. Por otro lado, es posible que los retardos en las reacciones de equilibrio^{225,245,247,559,560} presentes en los participantes que padecen DL provoquen que el movimiento tenga menor alcance. Es posible también justificar que ambos grupos no tengan diferencias en el alcance ANT, puesto que, durante este movimiento, el sujeto puede visualizar en todo momento la extremidad y, por lo tanto, el sistema visual puede compensar cualquier déficit somatosensorial presente el grupo de DL. Durante las pruebas posteriores, la extremidad inferior se coloca detrás del cuerpo fuera de la línea de visión, lo cual genera un verdadero desafío para el sistema de control postural, y esto reduce la capacidad del sistema visual para compensar estos déficits⁵⁶¹. Además, es plausible que los participantes con DL hayan limitado los desplazamientos de su centro de gravedad en general, hacia adelante en particular, bien por dolor o por kinesiofobia, manteniendo una proximidad más cercana

DISCUSIÓN

dentro de su base de apoyo²²⁵. Esta adaptación del control postural puede haber limitado la capacidad de los participantes con DL para mantener una posición equilibrada durante el YBT en las distancias PM y PL⁵⁶². Por tanto, sus distancias de alcance limitadas pueden reflejar un déficit de control postural en estas dos direcciones.

- Pruebas de fuerza: Plancha frontal, plancha lateral y Biering-Sørensen.

En las pruebas de fuerza, se observaron diferencias significativas en las variables plancha frontal, plancha lateral derecha y plancha lateral izquierda, en las que los tiempos de duración de los participantes del GC fueron significativamente superiores a los del GH.

Es importante destacar que, para conocimiento del equipo investigador, solo se han encontrado dos estudios que hayan comparado personas sanas con personas con DL. Schellenberg et al.⁴⁴⁸, encontraron que los valores medios de duración de la plancha frontal para los participantes sin DL fue $72,5 \pm 32,6$ segundos, mientras que en aquellos con DL fueron $28,3 \pm 26,8$ segundos. Por su parte, Abdelraouf et al.⁵⁶³ obtuvieron que para las planchas laterales del lado derecho en el grupo de DL fueron $28,74 \pm 8,13$ segundos y para el grupo sin DL $42,06 \pm 7,43$ segundos. Para el lado izquierdo en el grupo de DL $23,84 \pm 7,05$ segundos y para el grupo sin DL $33,90 \pm 8,16$ segundos. Los resultados de estas investigaciones suponen una diferencia significativamente menor para los participantes con DL, al igual que en la presente investigación.

Si bien en estos artículos las características de las poblaciones fueron distintas a la presente investigación, el parámetro utilizado para finalizar la prueba fue similar, ya que el tiempo se detuvo cuando el evaluador observó visualmente que no se mantenía la línea entre el tronco y los segmentos inferiores del cuerpo. Estos resultados son consistentes con los encontrados en la presente investigación y respaldan el papel relevante de fuerza de los músculos del abdomen en el desarrollo de los síntomas de DL. También refuerzan el hecho de que en nuestro estudio se aprecien diferencias estadísticamente significativas entre los grupos para las pruebas de plancha frontal y plancha lateral, lo que puede asociarse al dolor y la discapacidad patrones modificados de reclutamiento muscular^{219,564}, menor control postural¹⁰³ y diferencias en la propiocepción^{199,211,219,404}.

Por otro lado, las investigaciones que contemplan el nivel de actividad física de los participantes del estudio demuestran que en personas sanas, a medida que aumenta la

DISCUSIÓN

preparación física, aumenta la duración de las planchas siendo el promedio para la plancha frontal $68,9 \pm 35,8$ segundos en personas inactivas, $77,7 \pm 39,4$ segundos en personas mínimamente activas y $79,0 \pm 52,4$ segundos en personas muy activas. Para la plancha lateral el promedio para la plancha frontal $41,6 \pm 23,9$ segundos en personas inactivas, $42,5 \pm 23,8$ segundos en personas mínimamente activas y $46,5 \pm 34,3$ segundos en personas muy activas. Se confirma con estos datos que el aumento de la actividad física vigorosa resultó en un aumento de los tiempos de prueba de la plancha frontal y lateral ⁵⁶³. En la misma línea, Oliveira et al. ⁵⁶⁵ realizaron un estudio cuyo objetivo fue establecer los valores de referencia para un conjunto de pruebas de campo para evaluar la región lumbopélvica. Se reclutaron 152 personas (79 hombres, 73 mujeres) con edades comprendidas entre 18 y 65 años. Los participantes debían estar asintomáticos, sin DL. Los valores para el grupo activo de 18 a 40 años fueron; prueba de plancha frontal el valor promedio fue $115 \pm 35,9$ segundos. Para la plancha lateral derecha $89,3 \pm 33,7$ segundos y para la plancha lateral izquierda $88,5 \pm 35,8$ segundos. Los valores para el grupo inactivo de 18 a 40 años fueron; prueba de plancha frontal el valor promedio fue $100,3 \pm 24,9$ segundos. Para la plancha lateral derecha $70,3 \pm 16,2$ segundos y para la plancha lateral izquierda $71 \pm 22,1$ segundos. Los valores para el grupo activo de 41 a 65 años fueron; prueba de plancha frontal el valor promedio fue $81,2 \pm 11,7$ segundos. Para la plancha lateral derecha $63,2 \pm 8,5$ segundos y para la plancha lateral izquierda $63,4 \pm 10,4$ segundos. Los valores para el grupo inactivo de 41 a 65 años fueron; prueba de plancha frontal el valor promedio fue $68,5 \pm 11,6$ segundos. Para la plancha lateral derecha $51,7 \pm 9,6$ segundos y para la plancha lateral izquierda $49,5 \pm 7,4$ segundos. Los hallazgos que se pueden extraer de este trabajo y que además son consistentes con los encontrados en la presente investigación, es que a medida que aumenta la actividad física aumentan los tiempos, aunque el final de la prueba se consideró cuando los participantes llegaban al fallo muscular.

Por otra parte, en personas sanas se han establecido varios tiempos de duración para las planchas frontal y lateral. Ya en 1999, McGill et al. ¹⁶⁴ realizaron el primer estudio, donde se observó en personas sanas que los resultados fueron para las planchas laterales, del lado derecho 94 ± 34 segundos y para el lado izquierdo 97 ± 35 segundos, siendo el final de la prueba cuando se producía el fallo muscular, mientras que otros investigadores ⁵⁶⁶, propusieron un tiempo mínimo de dos minutos y un tiempo máximo de cuatro

DISCUSIÓN

minutos para la plancha frontal en marineros estadounidenses. En esta misma línea metodológica, los siguientes estudios proponen para las planchas laterales $101,90 \pm 47,99$ segundos y $97,64 \pm 49,94$ segundos para el lado dominante y no dominante respectivamente para deportistas de élite⁵⁶⁷ y para la plancha frontal un tiempo promedio de 118 segundos para el grupo de deportistas jóvenes y de 183 segundos para el grupo de bomberos⁵⁶⁸. En este sentido, en contraste con nuestro estudio, la finalización de las pruebas en estas investigaciones, se llevaron a cabo en presencia de fallo muscular o dolor, mientras que en nuestro estudio se daba por finalizada la prueba cuando el sujeto participante perdía la alineación en dos ocasiones de los puntos explicados previamente (fallo técnico).

Por último, y para el conocimiento del equipo investigador, no se han encontrado artículos que concluyan que los tiempos de las planchas frontal o lateral sean iguales o inferiores en personas sanas comparadas con personas con DL.

En cuanto a la prueba modificada de *Biering-Sørensen* no existieron diferencias estadísticamente significativas, siendo este el primer artículo, para el conocimiento del equipo investigador, que reporta estos resultados en deportistas con hernia discal lumbar y DL.

En lo referente a DL en deporte, Correia et al.⁵⁶⁹ desarrollaron un estudio observacional transversal para medir los resultados de la prueba modificada *Biering – Sørensen* en jugadores de tenis con DL. Sus resultados mostraron valores inferiores, aunque no significativos en los deportistas con DL en comparación con los jugadores asintomáticos. En comparación con la presente investigación los resultados son coincidentes aunque las características de las poblaciones no son similares en edad, IMC ni actividad deportiva. Por otro lado, el parámetro utilizado para la finalización de la prueba fue la fatiga o la aparición del dolor, por lo que no queda claro si fue al fallo muscular o fallo técnico y por ello no son comparables.

Contrariamente Abdelraouf et al.⁵⁶³, midieron el promedio en la prueba modificada *Biering-Sørensen* en dos grupos de jóvenes deportistas. 30 con DL y 25 asintomáticos, donde el resultado muestra que los deportistas que sufren DL tienen unos tiempos promedio inferiores comparado con el grupo control. Los resultados fueron para la prueba modificada *Biering-Sørensen* $34,06 \pm 9,44$ segundos para el grupo con DL y $63,20 \pm$

DISCUSIÓN

11,57 segundos para el grupo sin DL. Aunque las edades eran diferentes entre las muestras de este estudio y la presente investigación, el IMC y los hábitos deportivos eran similares. Además, en este artículo el parámetro utilizado para finalizar la prueba fue similar al del presente estudio, debido a que el tiempo se detuvo cuando el evaluador observó visualmente que no se mantenía la línea entre el tronco y los segmentos inferiores del cuerpo, por lo que se puede concluir que en personas con DL, el tiempo de la prueba de modificada *Biering - Sørensen* es inferior, lo que no es coincidente con los resultados de la presente investigación.

En la misma línea de resultados, aunque en población no deportista, Latimer et al.¹⁶¹, en un estudio de casos y controles, reportaron diferencias entre personas con DL y asintomáticas, obteniendo para el grupo de DL tiempos de $94,6 \pm 33,4$ segundos y $132,6 \pm 42,2$ segundos para el grupo sano. En este estudio, las características sociodemográficas de los participantes eran similares y aunque los hábitos sedentarios y de actividad física no se describieron, los resultados son contradictorios con la presente investigación al obtener menores tiempos estadísticamente significativos en los participantes con DL.

En términos generales, además de las diferencias en las características de las poblaciones de los estudios, el hecho de que el final de la prueba fuera en el fallo muscular y no en el fallo técnico hace que las mediciones sean muy difícilmente comparables. Hacen falta más estudios en personas deportistas con DL y pruebas con detalle metodológico similar, de tal modo que futuras investigaciones deberían tener en cuenta estos aspectos.

6.4.RELACIÓN ENTRE LAS PRUEBAS FUNCIONALES Y MEDICIONES ECOGRÁFICAS ENTRE GRUPOS

- Grosor de la pared anterolateral del abdomen y plancha frontal y lateral.

En la presente investigación queda demostrado que existe relación estadísticamente significativa y positiva, entre las pruebas de plancha y los grosores de la musculatura del abdomen, puesto que a medida que aumenta el valor de las pruebas de plancha frontal, plancha lateral derecha y plancha lateral izquierda aumentan los valores de las mediciones ecográficas RUSI de las secciones transversales tanto en activo como en reposo de los músculos RA, OE, OI y TrAb. Aunque múltiples investigaciones han estudiado la duración de la plancha frontal y lateral, cabe destacar que el presente estudio es el primero

DISCUSIÓN

que ha relacionado los resultados en tiempo de las planchas frontal y lateral con las descripciones morfológicas musculares de la región anterolateral abdominal, a través de la técnica RUSI, comparando deportistas sanos frente a deportistas con DL.

Los resultados del presente estudio proporcionan apoyo adicional a la hipótesis de que el diagnóstico de que los cambios degenerativos de la columna vertebral son insuficientes para justificar el DL y que el control de los movimientos funcionales del tronco también debe ser valorado en su conjunto, a través de pruebas funcionales debido a que esto puede (o no) ser suficiente para compensar el impacto de la degeneración, siendo dicha discapacidad única para cada individuo, lo que destaca la necesidad de una evaluación individualizada para enfocar adecuadamente el plan terapéutico. El valor de estas pruebas es que pueden realizarse en el lugar de entrenamiento o en entornos clínicos y son menos costosas que las pruebas que requieren equipos especializados o personal altamente capacitado. Las ventajas adicionales de las pruebas funcionales son que pueden administrarse a un gran número de personas, se adaptan fácilmente a diversos entornos deportivos u ocupacionales y proporcionan resultados casi inmediatos. Además, como el movimiento es modificable, estas pruebas proporcionan información que puede influir directamente sobre la estrategia de prevención y posiblemente ayudar a las decisiones de vuelta a la actividad ⁴¹³.

Es de mencionar que han sido varios los estudios electromiográficos que muestran que existe una alta actividad de los músculos del abdomen tanto en la plancha frontal como lateral junto a una baja actividad de los músculos de la espalda ^{497,570,571}. Estas dos circunstancias, así como el hecho del mínimo material necesario para llevarlos a cabo, los hace apropiados para la valoración funcional del sujeto con DL. Estudios anteriores a la presente investigación, evidenciaron que la plancha frontal activa, entre otra musculatura, el RA y OE ^{459,571-573}. Conjuntamente a estos músculos, también existe la activación de la musculatura profunda del abdomen, compuesta por el TrAb y el OI ⁵⁷⁴⁻⁵⁷⁶, que si bien no puede ser medida a través de electromiografía, se ha demostrado que el cambio de grosor en los valores ecográficos del TrAb y OI, tiene una buena correlación con la actividad electromiográfica de entre un 30 % a un 50 % de la contracción voluntaria máxima, lo que sugiere que el cambio de grosor es una medida válida de actividad en estos músculos a estos niveles de esfuerzo ⁵⁷⁷. Durante la plancha lateral, también aparece

DISCUSIÓN

la activación de la musculatura superficial y profunda de abdomen, como en la plancha frontal, aunque en esta ocasión toma especial relevancia la activación del OE ¹⁵⁵.

En la realización de las planchas frontal y lateral, los músculos abdominales juegan un papel importante en la mejora de la estabilidad del tronco, ya que actúan como estabilizadores globales del tronco ¹²². Esta estabilidad del tronco es necesaria para el tratamiento y la prevención del DL, puesto que es responsable de mantener la alineación de la columna y controlar el movimiento para la actividad funcional ^{562,570} y debe extenderse hacia un concepto más amplio, dado que la estabilidad no solo depende de la capacidad de la región lumbopélvica para hacer frente a los efectos a los movimientos desestabilizantes repentinos e inesperados, sino de hacerlo en el momento adecuado (*timing* motor). Para favorecer esto, los músculos del tronco disponen de interneuronas de mayor longitud, cuya función, entre otras, es la de potenciar la activación en conjunto en comparación con los músculos de las extremidades que permiten un control más independiente como, por ejemplo, los músculos de los dedos ³⁵⁸.

Ahora bien, la habilidad de controlar la posición y el movimiento de la región central del cuerpo, a través de la actividad muscular de la zona coxo-lumbo-pélvica, es imprescindible para mantener la estabilidad de la columna lumbar ^{109,196}, concretamente a través de los músculos TrAb y OI, ML, diafragma y suelo pélvico, los cuales proporcionan un control motor adecuado y una estabilidad a la columna vertebral en deportistas ¹⁰⁷. Como consecuencia a esto, tanto los APA como los APC en las personas con DL crónico presentan alteraciones en comparación con personas sanas ^{168,242,244}. Estas poseen un retraso de activación muscular en el inicio de cualquier movimiento independientemente de la tarea a ejecutar ⁵⁶⁰. Los APA del TrAb y OI están reducidos en comparación con personas sanas, durante el mantenimiento de prolongado en bipedestación ⁵⁷⁸, durante la ejecución de movimiento de extremidades superiores ⁵⁷⁹ y durante la realización de movimientos en el tronco en flexión y extensión ¹⁶⁶.

Estas modificaciones en los APA del TrAb provocan un aumento de la tensión en el resto de las estructuras de la columna lumbar modificando sus estrategias de control motor ³⁵⁹. La participación de todos estos músculos para crear la estabilidad del *core* está relacionada con su posibilidad para producir movimientos en la columna vertebral, así como para compensar y minimizar las fuerzas externas que actúan sobre el raquis.

DISCUSIÓN

Además, los oblicuos internos y externos, y el transverso del abdomen, cuando se activan juntos, aumentan la PIA de la faja creada a través del TCPM, lo que proporciona estabilidad funcional a la columna lumbar ¹⁵⁵.

Precisamente, en lo relativo al TCPM, los músculos de la pared abdominal, como el RA en la línea media y lateralmente los OE y los OI junto con el TrAb, trabajan de forma coordinada con el diafragma, los ML y los músculos del suelo pélvico para el control de la columna vertebral en circunstancias normales ¹⁹³. Estos músculos abdominales están conectados a la columna lumbar, a través de la fascia lumbar y abdominal para proporcionar estabilidad estructural y controlar la transferencia de carga entre la parte superior del tronco y la pelvis durante el movimiento funcional. Por este motivo, los músculos y el TCPM de la pared abdominal desarrollan un importante papel estabilizador y de soporte de la columna vertebral ¹³¹. Asimismo, estos músculos y el TCPM tienen un papel importante al transferir cargas de las extremidades inferiores a las extremidades superiores y equilibrar las presiones abdominales ⁵⁸⁰. Varios investigadores han propuesto que el TCPM pudiera estar involucrado en la fisiopatología del DL. El mecanismo fisiopatológico propuesto es que la inflamación continua del tejido local combinada con anomalías de movimiento relacionadas con el dolor puede conducir a fibrosis del tejido conectivo, aumento de la rigidez del tejido y un mayor deterioro del movimiento, lo que puede contribuir a la cronicidad de la lumbalgia ^{192,550,581}.

Por otra parte, la relación que se establece entre dolor y los cambios en el control motor se produce, por medio de la información nociceptiva proveniente de las fibras A- δ y C (receptores polimodales que actúan como mecanorreceptores, pero que ante el aumento de tensión excesiva se comportan como potenciales nociceptores en el dolor de origen mecánico), y que se dirige a las motoneuronas del sistema musculoesquelético y a la alteración de la sensibilidad en los receptores propioceptivos y mecanismos de inhibición refleja en la medula espinal y centros superiores. Asimismo, existen mecanismos centrales que modifican la respuesta motora eferente por cambios en el comportamiento de las neuronas de la corteza motora ³⁹.

Por todo ello en las personas con DL, este va a limitar y condicionar su movimiento y su función, alterando el patrón de respuesta motora y perturbando las estrategias de control motor donde la musculatura profunda abdominal y lumbar presentan alteraciones,

DISCUSIÓN

dada la reorganización de la representación de estos en la corteza motora y que se vincula con la modificación en la respuesta motora necesaria para los movimientos de la columna lumbar. Estos cambios funcionales y neuroplásticos pueden perpetuar las alteraciones en el reclutamiento motor incluso en ausencia de nocicepción, dando lugar a una importante tasa de recidivas ⁴⁹¹. Entre los factores que limitan esa respuesta motora se encuentran, entre otros, la disminución de la fuerza y patrones de movimiento más rígidos con cambios en el control de la trayectoria y la velocidad de ejecución ³⁹, lo que podría justificar las diferencias en las mediciones RUSI entre deportistas sanos y con DL y que, a medida que aumentan los valores de las pruebas y los grosores de la musculatura, disminuya el DL.

En los últimos años, varios estudios de neuroimagen han demostrado diferencias en la representación cortical de la región lumbar en individuos con DL ^{224,227,582}. Estos cambios aparecen en la corteza motora primaria (M1) y en la representación lumbar en las cortezas somatosensoriales S1 y S2. Específicamente, en personas con DL, la reorganización en S2 podría afectar a la capacidad de discriminar los movimientos analíticos lumbares inferiores de los superiores y de los movimientos lumbares de los torácicos, al igual que la representación del músculo TrAb en M1. El papel de estas áreas sensitivomotoras del cerebro es primordial en el procesamiento propioceptivo, a través de la estimulación de los husos musculares, considerada la principal fuente de información para la propiocepción. La evidencia reciente indica que esta región no solo está involucrada en la ejecución de movimientos, sino que también juega un papel crucial en la percepción de los movimientos de las extremidades a través del procesamiento de las entradas del huso muscular en pacientes con DL.

Sin embargo, se ha demostrado que estos cambios en la representación cortical en DL son reversibles con tratamiento ⁵⁸². Concretamente, la reorganización de las áreas cerebrales sensitivomotoras podría recuperarse con el entrenamiento de habilidades motoras y funcionales en la zona lumbar. Esto último podría lograrse, por ejemplo, realizando movimientos funcionales que requieran una disociación toracolumbar entre los movimientos lumbares inferior y superior ⁵⁸³. Diferentes estudios han apoyado esta relación analizando los cambios funcionales del músculo TrAb ⁵⁸⁴, lo cual evidencia cómo las personas con DL, además de ver alterada su activación anticipatoria, van a tener dificultades para contraer el TrAb y el ML de manera voluntaria e independiente,

DISCUSIÓN

reflejando en la reorganización cerebral cambios en el mapa cortical motor que controla su actividad ²¹⁹.

- Grosor de la pared posterior, prueba modificada Biering - Sørensen el Y – Balance Test.

En el presente trabajo, en cuanto a la valoración ecográfica en reposo o activa de las secciones transversales de la región lumbar, no se encontraron diferencias significativas entre los GC y GH. Estos datos, igualmente, podrían explicar que a pesar de que la tendencia en el GH sea de menor duración en la prueba modificada *Biering-Sørensen*, los resultados no son estadísticamente significativos, debido a que tampoco hay diferencias en los grosores en reposo y activos entre ambos grupos en los ML. Se cree que la atrofia muscular del ML está relacionada con la información nociceptiva durante la lesión, al menos en el periodo inicial, lo que además podría retrasar la activación muscular en el nivel afectado. Tanto la atrofia del ML como el retraso en su activación pueden crear un entorno inseguro desde una perspectiva de estabilidad ^{102,582} lo que da como resultado menores tiempos en la ejecución de la prueba modificada *Biering-Sørensen*.

Por otra parte, los estudios en los que se presentan análisis electromiográficos de los músculos extensores del tronco durante la prueba modificada *Biering-Sørensen*, muestran que existe una alta actividad de los ML, longuísimo torácico e iliocostal ⁵⁸⁵⁻⁵⁸⁷. Los erectores espinales superficiales que se extienden por la columna lumbar añaden una carga de compresión extra a la columna de manera muy similar a la fuerza de la gravedad. Por lo tanto, es importante que los músculos ML se recluten lo suficiente y en el momento preciso (*timing* motor), para proporcionar la estabilidad necesaria y evitar que la columna se lesione ^{102,582}. Este hecho podría generar un sesgo en los resultados de las pruebas, debido a que pudieran existir compensaciones no observadas durante las mediciones de la presente investigación, por las activaciones de la musculatura extensora de la cadera, como el glúteo mayor y los músculos isquiotibiales ⁵⁸⁸⁻⁵⁹⁰, provocando peores tiempos en la prueba modificada de *Biering-Sørensen* o un menor grosor ecográfico del ML. Es importante resaltar en este punto, que los estudios electromiográficos para la actividad muscular en la prueba modificada *Biering-Sørensen*, no han medido la actividad de la musculatura del miembro inferior (cadera y muslo), pudiendo darse, en opinión del equipo investigador, compensaciones no registradas, por lo que es plausible que las

DISCUSIÓN

diferencias no sean estadísticamente significativas ni en la duración de prueba ni en el grosor del ML en el presente estudio, por la activación no registrada de esta musculatura.

Por otro lado, en el SEBT, los análisis electromiográficos de la musculatura durante la ejecución de la prueba revelan diferencias significativas para los músculos del tronco y de la cadera siendo la actividad electromiográfica dependiente de la dirección durante el prueba. En este estudio se mostró los siguientes resultados en función de las siguientes direcciones de alcance: el OE homolateral fue el músculo más activo en la dirección anterolateral; el OE contralateral en la dirección medial; RA bilateral homolateral en el alcance anterior; RA contralateral en el alcance anteromedial; los músculos erectores de la columna ipsilaterales, entre los que se encuentran los ML, en el alcance posterolateral; los músculos erectores contralaterales en la dirección posteromedial; El músculo glúteo mayor en la dirección posterior; y por último el glúteo medio en la dirección medial. Esta información tiene un valor relevante, de cara a la aplicación clínica de la prueba, pues permite su uso durante la rehabilitación de los músculos de la cadera y del tronco ⁵⁹¹. Estos resultados pueden ayudar a comprender que los alcances de los participantes con DL de la presente investigación tengan peores registros en la suma total que los participantes sin DL.

Concretamente para los alcances PL y PM, varios estudios que analizaron el comportamiento de los ML han reportado alteraciones en el comportamiento anticipatorio de este músculo ²¹⁹, destacando cómo los participantes con DL poseen una persistente activación de la musculatura espinal posterior ^{528,529} modificando el movimiento coordinado entre la columna lumbar y la cadera e impidiendo la correcta biomecánica lumbopélvica en flexión, lo que igualmente podría explicar que la menor flexión anterior de tronco y que esta pudiera influir en el mantenimiento del equilibrio para conseguir mayores alcances en dichas direcciones.

- Grosor de la cara lateral glútea, plancha lateral y el Y – Balance Test.

En la presente investigación no se han encontrado diferencias significativas entre los GC y GH en las mediciones de las secciones transversales de la musculatura de la cadera en reposo ni en activo para el glúteo medio y menor.

En general, los estudios recomiendan establecer planes terapéuticos en personas con DL que contemplen como objetivo mejorar y normalizar la función de los músculos de la

DISCUSIÓN

cadera ⁵⁹², sin embargo, a nivel electromiográfico, aunque durante la plancha lateral aparece la activación del glúteo medio ^{588,593}, también se activa el OE ¹⁵⁵, lo que parece ser determinante en la presente investigación, puesto que su grosor si estaba disminuido en personas con DL. Según Ekstrom et al. ⁵⁹³, en personas sanas, durante la plancha lateral el glúteo medio se activa hasta el 74 ± 30 % de su capacidad isométrica máxima voluntaria y el OE el 69 ± 26 %. Youdas et al. ⁴⁶³ concluyeron en su estudio que en personas sanas el OE se activa durante la plancha lateral el $62,8 \pm 28,3$ % de su capacidad isométrica máxima voluntaria y el glúteo medio el $71 \pm 30,1$ %. Estos resultados proporcionan apoyo adicional a la hipótesis de que la disminución del tiempo en la plancha lateral en personas con DL pueda deberse a la disminución del grosor del OE y no tanto del glúteo medio.

Por otro lado, cuando el participante se encuentra en apoyo monopodal, como en el YBT, uno de los músculos más relevantes en el mantenimiento del equilibrio pélvico es el glúteo medio para mantener la posición del plano frontal de la pelvis durante la postura de una sola pierna y para iniciar la rotación del plano transversal de la pelvis durante la marcha ⁵⁹⁴. Alienados con esta afirmación y a pesar de que el análisis electromiográfico del SEBT demuestra que el glúteo medio es el músculo más activo en la dirección medial ⁵⁹¹. Estudios de análisis de electromiografía del glúteo medio en personas con DL, han reportado patrones de reclutamiento alterados, en forma de aumento de la coactivación del glúteo medio, lo que sugiere que puede contribuir al DL ⁵⁹⁵⁻⁵⁹⁸. Esta alteración del reclutamiento pudiera confirmar la hipótesis de la presente investigación, pues al no estar alterado el grosor ecográfico si pudiera estarlo su control motor, quedando demostrado que una prueba de equilibrio en apoyo monopodal como el YBT, que los participantes con DL tienen menos alcance en total y menos alcance en los alcances PM y PL. Esta información tiene un valor muy alto de cara a la aplicación clínica de la prueba, ya que permite su uso durante la rehabilitación de los músculos de la cadera y del tronco ⁵⁹¹.

Este hallazgo tiene implicaciones importantes, debido a que a pesar de que en la literatura se han descrito las características de la musculatura de la cadera ¹³⁸, siendo de particular interés el glúteo medio, por su importante papel en el control de la alineación pélvica y el miembro inferior durante la marcha y la carga ^{429,599} y aunque parece estar demostrada la relación entre DL y el déficit del glúteo medio ^{429,600-603}, a raíz de los resultados del presente trabajo no se puede concluir que exista dicha relación.

6.5.LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El presente estudio presenta algunas limitaciones que pueden mejorarse en futuras investigaciones.

En primer lugar, la población de estudio fue únicamente reclutada del centro médico y de rehabilitación Premium Madrid, por tanto, la extrapolación de los resultados a la población deportista con DL debe hacerse con cautela. Se precisan estudios multicéntricos con tamaño muestral mayor para permitir la interpretación generalizada de estos resultados teniendo en cuenta el nivel y la experiencia deportiva dentro del deporte no profesional.

En segundo lugar, es probable que la evaluación funcional y el DL pueden estar influenciados por el estado psicológico de los participantes, como depresión, ansiedad, catastrofismo o kinesiophobia, por lo que en futuras investigaciones será recomendable evaluar las características psicosociales a través de los cuestionarios pertinentes.

En tercer lugar, se incluyeron mediciones ecográficas separadas de las pruebas funcionales, de modo que para los siguientes estudios quizá sea conveniente valorar su simultaneidad y ver el comportamiento de la musculatura en tiempo real.

En cuarto, lugar, se utilizó un estudio casos y controles, así que no pueden inferirse directamente las relaciones de causa-efecto entre las variables asociadas con una peor función o medición.

En quinto lugar, otras variables clínicas potenciales (p. ej. Actividad / Grosor del músculo diafragma, actividad / grosor del músculo glúteo mayor, actividad / grosor de los erectores espinales, actividad / grosor de los músculos escapulares y actividad / grosor de los músculos del tobillo y funcionalidad del suelo pélvico), físicas (p. ej. Dinamometría de la musculatura de la cadera) y neurofisiológicas (equilibrio con ojos abiertos o cerrados) pueden estar involucradas en la función de la región lumbar y no se han examinado en este estudio.

En sexto lugar, las mediciones se realizaron solo en decúbito supino para la región abdominal, en prono para la región ML o en decúbito lateral para la musculatura de la cadera, y por lo tanto sus resultados no pueden ser extrapolables a la posición de bipedestación, dado que es posible que el comportamiento muscular cambie.

DISCUSIÓN

Por último, se incluyeron solo hombres con DL, por lo tanto, estos resultados pueden no ser aplicables a individuos femeninos afectados por el DL.

Por otro lado, se reconoce que fue un estudio observacional diseñado con poder suficiente para detectar diferencias entre pacientes y controles. Además, a pesar de que se incluyó un pequeño tamaño muestral, los resultados parecen consistentes, sugiriendo que un mayor tamaño muestral no alteraría la dirección de los resultados. Sin embargo, se necesitan futuros estudios basados en la población con mayor tamaño muestral para permitir una interpretación más generalizada de estos hallazgos. En este sentido, un mayor tamaño muestral y un diseño longitudinal podrían confirmar la presencia de la alteración funcional de la región lumbar en participantes con DL y aportar información adicional sobre las relaciones potenciales con la intensidad del dolor, las mediciones ecográficas y la actividad deportiva y sedentaria. De la misma forma, podrían confirmar la asociación entre la prevalencia de DL, la valoración ecográfica de la musculatura, las pruebas funcionales, así como los resultados del cuestionario GPAQ, explorando así el papel etiológico la relación de estas variables en el desarrollo y perpetuación del DL en deportistas amateurs y, consecuentemente, aportar datos más precisos sobre su prevención y tratamiento.

6.6. IMPLICACIONES CLÍNICAS

El DL repercute no solo a individuos de la población general sino también a subgrupos específicos como deportistas ⁶⁰⁴.

Actualmente, el presente estudio es el primero en investigar la correlación entre el grosor de la musculatura del abdomen, lumbar y de la cadera con las pruebas de flexibilidad, fuerza y equilibrio. Asimismo, también se investigó la relación de las variables anteriores con los cuestionarios de salud GPAQ, RMQ y ODI.

El presente estudio muestra las asociaciones significativas más relevantes entre las variables ecográficas y funcionales de los participantes con DL. Estas variables se presentan como una diana terapéutica en la que los tratamientos fisioterápicos han mostrado beneficios. La mejora de estas variables podría favorecer la función de los deportistas con DL y con ello, su calidad de vida y salud deportiva.

DISCUSIÓN

Si bien los déficits comentados en la presente investigación son ampliamente reportados en la población general con DL, no está claro si tales déficits están presentes en los deportistas no profesionales con DL. En este orden de ideas, este estudio resulta importante para determinar los factores y mecanismos más relevantes implicados en el desarrollo y perpetuación del DL en deportistas amateurs, para posteriormente diseñar estrategias terapéuticas apropiadas, con el propósito de optimizar los programas terapéuticos. Por ello, comprender claramente las diferencias entre subgrupos de población tan específica puede ayudar a mejorar el entendimiento de las diferencias morfológicas de una de las regiones de mayor complejidad biomecánica y funcional, con una frecuencia de lesión y prevalencia de dolor muy elevada, tanto en deportistas de nivel profesional como amateur.

En esta línea, este estudio propone mejorar el conocimiento de las características musculares de los deportistas no profesionales con DL y cialgia para contribuir a la detección, el diagnóstico y el desarrollo en el futuro de programas de rehabilitación y prevención con programas específicos.

Las relaciones entre hernia discal lumbar y las pruebas funcionales se han establecido en este estudio, por lo que a partir de ahora se puede considerar que existe un factor asociado entre la valoración ecográfica y las pruebas funcionales que debería analizarse desde la perspectiva clínica.

Por todo ello, se considera que este estudio demuestra las características comunes en los participantes con hernia discal lumbar, respecto a las secciones transversales de los músculos glúteo medio, musculatura profunda abdominal y ML, así como la existencia de las asociaciones con los resultados de las pruebas funcionales. Por todo lo anterior, se hace imprescindible, dado el estado actual de la ciencia respecto a DL y dada la prevalencia en el deporte no profesional y esta sociedad tiene el DL, tener en cuenta investigaciones como la llevada a cabo en la presente tesis, con métodos de evaluación accesibles y fácilmente interpretables.

6.7. LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

El trabajo realizado abre una línea de investigación hacia el análisis combinado a través de pruebas funcionales y mediciones ecográficas en personas deportistas con DL. Si bien es conveniente realizar futuras investigaciones en las que se comparen distintas

DISCUSIÓN

modalidades deportivas entre sí y que tengan en cuenta el *currículum* deportivo de las personas, esto es, la experiencia previa tanto en ese deporte como en otros anteriores (deportista de élite / deportista recreacional). Estos estudios, además, deberán establecer nuevos grupos de personas sedentarias con y sin DL, para instaurar claramente las diferencias que existen entre ambas poblaciones de deportistas y no deportistas con y sin DL.

De tal modo, se considera que las futuras líneas de investigación deberían tener en consideración los resultados de este estudio, pues evidencia cómo la combinación de los cuestionarios, las pruebas funcionales y las mediciones ecográficas, pueden ser unas herramientas útiles y objetivas, en el tratamiento y prevención del DL. Asimismo, se recomienda para poder conferir de mayor grado de transferibilidad al mundo del deporte, realizar la evaluación funcional y las mediciones ecográficas de manera simultánea, para comprobar en tiempo real el comportamiento de la musculatura tanto a nivel de activación (grosor y sección transversal) como el patrón de activación (*timing motor*).

Igualmente, la relación entre las mediciones ecográficas y los resultados de las pruebas funcionales junto con la exploración estabilométrica del centro de presiones y la actividad electromiográfica de la musculatura implicada de las personas con DL podrían determinar la relación de todas las variables en la función de la región lumbar y mejorar las estrategias en la prevención o tratamiento del DL. Asimismo, los futuros trabajos de investigación deberán incluir rangos de edad más amplios con el propósito de poder extrapolar los resultados a deportistas jóvenes y a la tercera edad.

Por último, la evaluación mediante cuestionarios, pruebas clínicas, funcionales y mediciones ecográficas permite analizar el comportamiento de los deportistas no profesionales con dolor lumbar y hernia discal, facilitando la ejecución de programas de prevención y tratamiento específicos, así como analizar su efectividad. Son necesarios nuevos estudios con un mayor tamaño muestral de deportistas de ambos sexos con el fin de obtener resultados de mayor validez externa.

6.8. CONFLICTO DE INTERESES Y FUENTES DE FINANCIACIÓN

El autor declara que no existió, ni existe, conflicto de intereses para la elaboración, análisis y redacción de la presente tesis doctoral.

Asimismo, tampoco existió, ni existe, financiación económica por parte de ninguna organización para el desarrollo del presente estudio.

7 CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

1. La presencia de dolor lumbar en deportistas no profesionales se relaciona con una menor práctica de actividad física intensa y un mayor comportamiento sedentario en la muestra estudiada.
2. No se observa influencia de la dominancia del miembro inferior en los resultados de las pruebas funcionales ni ecográficas en deportistas no profesionales con dolor lumbar y hernia discal ni en el grupo control.
3. El grupo de dolor lumbar y hernia discal presenta resultados significativamente inferiores en la medición de la rotación interna de cadera y la prueba dedos-suelo. No se ha demostrado una relación entre la rotación interna de cadera y las pruebas funcionales en la muestra estudiada.
4. Los resultados de la valoración ecográfica del abdomen en reposo, para el grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal, reflejan una disminución significativa del grosor del recto anterior del abdomen, del oblicuo externo izquierdo y del transverso profundo del abdomen.
5. En los resultados de la valoración ecográfica del abdomen en activo, para el grupo de deportistas con dolor lumbar y hernia discal, se demuestra una disminución significativa del grosor del recto anterior del abdomen, del oblicuo interno, del oblicuo externo izquierdo y del transverso profundo del abdomen.
6. El tejido conectivo peri muscular de la región anterior del abdomen presenta un grosor significativamente superior en el grupo de dolor lumbar y hernia discal.
7. El grupo de dolor lumbar y hernia discal obtiene resultados significativamente inferiores en las pruebas funcionales, tanto el alcance total, posteromedial y posterolateral del Y – Balance Test, como la duración de las planchas frontal y laterales.
8. La duración de las pruebas de plancha frontal y laterales se correlaciona de forma significativa y positiva con el grosor activo y en reposo del recto anterior del abdomen, el oblicuo externo, el oblicuo interno y el transverso profundo del abdomen, en ambos grupos de estudio.

CONCLUSIONES

8 BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Trompeter K, Fett D, Platen P. Prevalence of Back Pain in Sports: A Systematic Review of the Literature. *Sport Med.* 2017; 47(6): 1183–1207.
2. Manchikanti L, Singh V, Falco FJE, Benyamin RM, Hirsch JA. Epidemiology of Low Back Pain in Adults. *Neuromodulation Technol Neural Interf.* 2014; 17(suppl. 2): 3–10.
3. Stubbs B, Koyanagi A, Thompson T, Veronese N, Carvalho AF, Solomi M, et al. The epidemiology of back pain and its relationship with depression, psychosis, anxiety, sleep disturbances, and stress sensitivity: Data from 43 low- and middle-income countries. *Gen Hosp Psychiatry.* 2016;43:63–70.
4. Juniper M, Le T, Mladi D. The epidemiology, economic burden, and pharmacological treatment of chronic low back pain in France, Germany, Italy, Spain and the UK: a literature-based review. *Expert Opin Pharmacother.* 2009; 10(16): 2581–2592.
5. Hoy D, Brooks P, Blyth F, Buchbinder R. The Epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2010; 24(6): 769–781.
6. Dunn K, Hestbaek L, Cassidy JD. Low back pain across the life course. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2013; 27(5): 591–600.
7. van der Windt D, Dunn K. Low back pain research - future directions. *Best Practice & Research: Clin Rheumatol.* 2013; 27(5): 699–708.
8. GBD 2015 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990 – 2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet.* 2016; 388(10053): 1545-1602.
9. Buchbinder R, Blyth F, March L, Brooks P, Woolf A, Hoy D. Placing the global burden of low back pain in context. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2013; 27(5): 575–589.
10. Seguí M., Gervas J. El dolor lumbar. *Semerger - Medicina de familia.* 2002; 28(1): 21–41.
11. Palomo ML, Rodríguez A, Barquinero C. Clasificación etiológica y clínica. *Lumbalgias.* Jano. 2001; 14(8).
12. González MÁ, Condon MJ. Incapacidad por dolor lumbar en España. *Med Clínica (Barcelona).* 2000; 114(13): 491–492.
13. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *Lancet.* 2017; 389(10070): 736–747.
14. Wallwork T, Stanton W, Freke M, Hides J. The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. *Man Ther.* 2009; 14(5): 496–500.
15. Simon J, McAuliffe M, Shamim F, Vuong N, Tahaei A. Discogenic low back pain. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2014; 25(2): 305–317.
16. Henrotin Y, Rozenberg S, Balagué F, Leclerc A, Rouxo É, Cedraschie C, et al. European guidelines (COST B 13) for the management of low back pain. *Rev Rhumat.* 2006; 73(2): 35-52.
17. Humbría A, Carmona L, Peña JL, Ortiz AM. Impacto poblacional del dolor lumbar en España: resultados del estudio EPISER. *Rev Esp Reumatol.* 2002; 29(10): 471-478.
18. Carmona L, Ballina J, Gabriel R, Laffon A. The burden of musculoskeletal diseases in the general population of Spain: Results from a national survey. *Ann Rheum Dis.* 2001; 60(11): 1040–1045.
19. Hoy D, Bain C, Williams G, March L, Brooks P, Blyth F, et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis Rheum.* 2012; 64(6): 2028–2037.
20. Prithvi P. Intervertebral disc: anatomy-physiology-pathophysiology-treatment. *Pain Pract.* 2008; 8(1): 18-44.

BIBLIOGRAFÍA

21. González E, García-Cosamalón J, Cosamalón-Gan I, Esteban M, García-Suarez O, Vega J. Biology and mechanobiology of the intervertebral disc. *Neurocirugía (Astur)*. 2017; 28(3): 135-140.
22. Hsieh A, Twomey J. Cellular mechanobiology of the intervertebral disc: New directions and approaches. *J Biomech*. 2010; 43(1): 137-145.
23. Brinjikji W, Luetmer P, Comstock B, Bresnahan B, Chen L, Deyo R, et al. Systematic literature review of imaging features of spinal degeneration in asymptomatic populations. *Am J Neuroradiol*. 2015; 36(4): 811-816.
24. Fardon D, Williams A, Dohring E, Murtagh F, Rothman S, Sze G. Lumbar disc nomenclature: version 2.0: Recommendations of the combined task forces of the North American Spine Society, the American Society of Spine Radiology and the American Society of Neuroradiology. *Spine J*. 2014; 14(11): 2525-2545.
25. Nijs J, Apeldoorn A, Hallegraef H, Clark J, Smeets R, Malfliet A, et al. Low back pain: Guidelines for the clinical classification of predominant neuropathic, nociceptive, or central sensitization pain. *Pain Phys*. 2015; 18(3): 33-46.
26. Konstantinou K, Dunn K, Ogollah R, Lewis M, van der Windt D, Hay E. Prognosis of sciatica and back-related leg pain in primary care: the ATLAS cohort. *Spine J*. 2018; 18(6): 1030-1040.
27. Schäfer A, Hall T, Briffa K. Classification of low back-related leg pain-A proposed patho-mechanism-based approach. *Man Ther*. 2009; 14(2): 222-230.
28. Vining R, Shannon Z, Minkalis A, Twist E. Current Evidence for Diagnosis of Common Conditions Causing Low Back Pain: Systematic Review and Standardized Terminology Recommendations. *J Manipulative Physiol Ther*. 2019; 42(9): 651-664.
29. Goldsmith R, Howard Williams N, Wood F. Understanding sciatica: illness and treatment beliefs in a lumbar radicular pain population. A qualitative interview study. *BJGP Open*. 2019; 3(3): 1-12.
30. Moix-Queraltó J, Cano-Vindel A. Guía de práctica clínica para la lumbalgia inespecífica basada en la evidencia científica Introducción. *Ansiedad y Estrés*. 2014; 12(1): 116-128.
31. Gebhart G, Bielefeldt K. Physiology of Visceral Pain. *Compr Physiol*. 2016 Sep 15;6(4):1609-1633..
32. Villalta L, Lisboa L, Palma J, Santos C, Collange L, Bovi A, et al. Active Visceral Manipulation Associated With Conventional Physiotherapy in People With Chronic Low Back Pain and Visceral Dysfunction: A Preliminary, Randomized, Controlled, Double-Blind Clinical Trial. *J Chiropr Med*. 2019; 18(2): 79-89.
33. Merskey H, Bogduk N. Classification of chronic pain. Descriptions of chronic pain syndromes and definitions of pain terms. Seattle: IASP Press; 1994.
34. Kongsted A, Kent P, Albert H, Jensen TS, Manniche C. Patients with low back pain differ from those who also have leg pain or signs of nerve root involvement - A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012; 13: 1-9.
35. Koes BW, van Tulder MW, Peul WC. Diagnosis and treatment of sciatica. *BMJ*. 2007; 334(7607): 1313-1317.
36. Ropper AH, Zafonte RD. Sciatica. *N Engl J Med*. 2015; 372(13): 1240-1248.
37. Valat JP, Genevay S, Marty M, Rozenberg S, Koes B. Sciatica. *Best Pract Res: Clin Rheumatol*. 2010; 24(2): 241-252.
38. Coster S, de Bruijn SFTM, Tavy DLJ. Diagnostic value of history, physical examination and needle electromyography in diagnosing lumbosacral radiculopathy. *J Neurol*. 2010; 257(3): 332-337.
39. Nijs J, Daenen L, Cras P, Struyf F, Roussel N, Oostendorp RAB. Nociception affects motor output: A review on sensory-motor interaction with focus on clinical implications. *Clin J Pain*. 2012; 28(2):

BIBLIOGRAFÍA

- 175–81.
40. Murphy DR, Hurwitz EL, Gerrard JK, Clary R. Pain patterns and descriptions in patients with radicular pain: Does the pain necessarily follow a specific dermatome? *Chiropr Osteopat*. 2009; 17(9): 1-9.
 41. Silva P, Maher C, Latimer J, Steffens D, Blyth F, Li Q, et al. Can patients identify what triggers their back pain? Secondary analysis of a case-crossover study. *Pain*. 2015; 156(10): 1913-1919.
 42. Flug JA, Burge A, Melisaratos D, Miller TT, Carrino J. Post-operative extra-spinal etiologies of sciatic nerve impingement. *Skeletal Radiol*. 2018; 47(7): 913-921.
 43. Kennedy DJ, Noh MY. The role of core stabilization in lumbosacral radiculopathy. *P Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2011; 22(1): 91-103.
 44. El Barzouhi A, Vleggeert-Lankamp C, Nijeholt G, Van der Kallen B, van den Hout W, Koes B, et al. Influence of low back pain and prognostic value of MRI in sciatica patients in relation to back pain. *PLoS One*. 2014; 9(3): 1-8.
 45. Konstantinou K, Hider SL, Jordan JL, Lewis M, Dunn KM, Hay EM. The impact of low back-related leg pain on outcomes as compared with low back pain alone: A systematic review of the literature. *Clin J Pain*. 2013; 29(7): 644-654.
 46. van Rijn JC, Klemetso N, Reitsma JB, Majoie CBLM, Hulsmans FJ, Peul WC, et al. Symptomatic and asymptomatic abnormalities in patients with lumbosacral radicular syndrome: Clinical examination compared with MRI. *Clin Neurol Neurosurg*. 2006; 1088(6): 553-557.
 47. Peng B, Wu W, Li Z, Guo J, Wang X. Chemical radiculitis. *Pain*. 2007; 127(1-2): 11-16.
 48. Marshall LLL, Trethewie ER, Curtain CC. Chemical radiculitis. A clinical, physiological and immunological study. *Clin Orthop Relat Res*. 1977; (129): 61-67.
 49. Duong V, Maher CG, Steffens D, Li Q, Hancock MJ. Does weather affect daily pain intensity levels in patients with acute low back pain? A prospective cohort study. *Rheumatol Int*. 2016; 36(5): 679-684.
 50. López M, Balsa A, Blanco R, Hernández B, Medina J, Muñoz S, et al. *Manual SER de enfermedades reumáticas Madrid: Sociedad Española de Reumatología*; 2014.
 51. Chou R, Qaseem A, Snow V, Casey D, Cross JT, Shekelle P, et al. Clinical Guidelines Diagnosis and Treatment of Low Back Pain : A Joint Clinical Practice Guideline from the American College of Physicians and the American. *Ann Intern Med*. 2007; 147(7): 478-491.
 52. Chou R, Qaseem A, Owens DK, Shekelle P, Physicians CGCotACo. Diagnostic imaging for low back pain: advice for high-value health care from the American College of Physicians. *Ann Intern Med*. 2011; 154(3): 181-189.
 53. Chou R, Deyo RA, Jarvik JG. Appropriate use of lumbar imaging for evaluation of low back pain. *Radiol Clin North Am*. 2012; 50(4): 569-585.
 54. Flynn TW, Smith B, Chou R. Appropriate use of diagnostic imaging in low back pain: A reminder that unnecessary imaging may do as much harm as good. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011; 41(11): 838-846.
 55. Chou R, Fu R, Carrino JA, Deyo RA. Imaging strategies for low-back pain: systematic review and meta-analysis. *Lancet*. 2009; 373(9662): 463-472.
 56. Suarez-Almazor ME, Belseck E, Russell AS, Mackel JV. Use of lumbar radiographs for the early diagnosis of low back pain: Proposed guidelines would increase utilization. *JAMA*. 1997; 277(22): 1782–1786.
 57. van Tulder MW, Assendelft WJ, Koes BW, Bouter LM. Spinal radiographic findings and nonspecific low back pain: A systematic review of observational studies. *Spine*. 1997; 22(4): 427-

BIBLIOGRAFÍA

- 434.
58. Verhagen AP, Downie A, Popal N, Maher C, Koes BW. Red flags presented in current low back pain guidelines: a review. *Eur Spine J.* 2016; 25(9): 2788-2802.
 59. Fujii K, Yamazaki M, Kang JD, Risbud MV, Cho SK, Qureshi SA, et al. Discogenic Back Pain: Literature Review of Definition, Diagnosis, and Treatment. *JBMR Plus.* 2019; 3(5): 1-11.
 60. Hayward R. VOMIT (victims of modern imaging technology)“an acronym for our times. *BMJ.* 2003; 326.
 61. Kendrick D, Fielding K, Bentley E, Miller P, Kerslake R, Pringle M. The role of radiography in primary care patients with low back pain of at least 6 weeks duration: A randomised (unblinded) controlled trial. *Health Technol Assess.* 2001; 5(30): 1-69.
 62. González-Hidalgo M. Indicaciones de los estudios neurofisiológicos en el dolor lumbar. *Rev Neurol.* 2006; 43(10): 618-620.
 63. Barrette K, Levin J, Miles D, Kennedy DJ. The Value of Electrodiagnostic Studies in Predicting Treatment Outcomes for Patients with Spine Pathologies. *Phys Med Rehabil Clin.* 2018; 29(4): 681-687.
 64. Tsao B. The Electrodiagnosis of Cervical and Lumbosacral Radiculopathy. *Neurol Clinics.* 2007; 25(2): 473-494.
 65. Dillingham TR. Evaluating the patient with suspected radiculopathy. *PMR.* 2013; 5(5): 41-49.
 66. Cho SC, Ferrante MA, Levin KH, Harmon RL, So YT. Utility of electrodiagnostic testing in evaluating patients with lumbosacral radiculopathy: An evidence-based review. *Muscle Nerve.* 2010; 42(2): 276-282.
 67. Gómez-Conesa A, Valbuena S. Lumbalgia crónica y discapacidad laboral. *Fisioterapia.* 2005; 27(5): 255-265.
 68. Pérez-Guisado J. Lumbalgia y ejercicio físico. *Rev Int Med Cien Act Fís Dep Int.* 2006; 6(24): 230-247.
 69. Hall JA, Konstantinou K, Lewis M, Oppong R, Ogollah R, Jowett S. Systematic Review of Decision Analytic Modelling in Economic Evaluations of Low Back Pain and Sciatica. *Appl Health Econ Health Policy.* 2019; 17(4): 467-491.
 70. Kigozi J, Konstantinou K, Ogollah R, Dunn K, Martyn L, Jowett S. Factors associated with costs and health outcomes in patients with Back and leg pain in primary care: a prospective cohort analysis. *BMC.* 2019; 19(1): 1-9.
 71. van Tulder MW, Koes BW, Bouter LM. A cost-of-illness study of back pain in The Netherlands. *Pain.* 1995; 62(2): 233-240.
 72. Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J.* 2008; 8(1): 8-20.
 73. Joyce D, Lewindon D. *Sports Injury Prevention and Rehabilitation. Integrating Medicine and Science for Performance Solutions.* 1st ed. Routledge; 2015.
 74. Iwamoto J, Sato Y, Takeda T, Matsumoto H. The return to sports activity after conservative or surgical treatment in athletes with lumbar disc herniation. *Am J Phys Med Rehabil.* 2010; 89(12): 1030-1035.
 75. Öztürk S, Kiliç D. What is the economic burden of sports injuries? *Eklemler Hastalıkları Cerrahisi.* 2013; 24(2): 108-111.
 76. Kisser R, Bauer R. Sport injuries in the European Union. *Inj Prev.* 2010; 16(1).
 77. Videbæk S, Bueno A, Oestergaard R, Rasmussen S. Incidence of Running-Related Injuries Per

BIBLIOGRAFÍA

- 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 2015; 45(7): 1017-1026.
78. Halper J, Kjaer M. Basic components of connective tissues and extracellular matrix: elastin, fibrillin, fibulins, fibrinogen, fibronectin, laminin, tenascins and thrombospondins. *Adv Exp Med Biol.* 2014; (802): 31-47.
79. Trainor TJ, Wiesel SW. Epidemiology of back pain in the athlete. *Clin Sports Med.* 2002; 21(1): 93-103.
80. Mundt DJ, Kelsey JL, Golden AL, Pastides H, Berg AT, Sklar J, et al. An epidemiologic study of non-occupational lifting as a risk factor for herniated lumbar intervertebral disc. The Northeast Collaborative Group on Low Back Pain. *Spine.* 1993; 18(5): 595-602.
81. Nair R, Kahlenberg C, Hsu W. Outcomes of Lumbar Discectomy in Elite Athletes: The Need for High-level Evidence. *Clin Orthop Relat Res.* 2015; 473(6): 1971-1977.
82. Hsu W, McCarthy K, Savage J, Roberts D, Roc G, Micev A, et al. The Professional Athlete Spine Initiative: Outcomes after lumbar disc herniation in 342 elite professional athletes. *Spine J.* 2011; 11(3): 180-186.
83. Heneweer H, Staes F, Aufdemkampe G, van Rijn M, Vanhees L. Physical activity and low back pain: a systematic review of recent literature. *Eur Spine J.* 2011; 20(6): 826-845.
84. Lin C, McAuley JH, Macedo L, Barnett DC, Smeets RJ, Verbunt JA. Relationship between physical activity and disability in low back pain: A systematic review and meta-analysis. *Pain.* 2011; 152(3): 607-613.
85. Hoy D, March L, Brooks P, Blyth F, Woolf A, Bain C, et al. The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis.* 2014; 73(6): 968-974.
86. van Hilst J, Hilgersom N, Kuilman M, Kuijer P, Frings-Dresen M. Low back pain in young elite field hockey players, football players and speed skaters: Prevalence and risk factors. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2015; 28(1): 67-73.
87. Tunås P, Nilstad A, Myklebust G. Low back pain in female elite football and handball players compared with an active control group. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015; 23(9): 2540-2547.
88. Rossi M, Pasanen K, Heinonen A, Myklebust G, Kannus P, Kujala UM, et al. Incidence and risk factors for back pain in young floorball and basketball players: a prospective study. *Scand J Med Sci Sports.* 2018. *Scand J Med Sci Sports.* 2018; 28(11): 2407-2415.
89. Harringe ML, Nordgren JS, Arvidsson I, Werner S. Low back pain in young female gymnasts and the effect of specific segmental muscle control exercises of the lumbar spine: a prospective controlled intervention study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007; 15(10): 1264-1271.
90. Woolf SK, Barfield WR, Nietert PJ, Mainous A, Glaser JA. The Cooper River Bridge Run Study of low back pain in runners and walkers. *J South Orthop Assoc.* 2002; 11(3): 136-143.
91. Shiri R, Falah-Hassani K, Viikari-Juntura E, Coggon D. Leisure-time physical activity and sciatica: A systematic review and meta-analysis. *Eur J Pain.* 2016; 20(10): 1563-1572.
92. Pipe A, Junge A, Charles R, Dvorak J. Basketball Injuries During The Athens 2004 Olympic Games. *Med Sci Sports Exerc.* 2005; 37.
93. Olmedilla A, Andreu M, Abenza L, Ortín F. Lesiones y factores deportivos en futbolistas jóvenes. *Cultura, Ciencia y Deporte.* 2006; 2(5): 59-66.
94. Ekstrand J, Häggglund M, Waldén M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am J Sports Med.* 2011; 39(6): 1226-1232.
95. Rouviere H, Delmas A, Delmas V. Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. Masson,

BIBLIOGRAFÍA

- París: Elsevier; 2005.
96. Cholewicki J, Juluru K, Radebold A, Panjabi MM, McGill S. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *Eur Spine J.* 1999; 8(5): 388-395.
 97. Kapanji A. *Fisiología articular. Tomo III. Panamericana.* 2007.
 98. Dreischarf M, Shirazi-Adl A, Arjmand N, Rohlmann A, Schmidt H. Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *J Biomech.* 2016; 49(6): 833-845.
 99. Hupe M. Resource review. *JMLA.* 2020; 108(3): 518–519.
 100. Zhao L, Manchikanti L, Kaye A, A. AE. Treatment of Discogenic Low Back Pain: Current Treatment Strategies and Future Options-a Literature Review. *Curr Pain Headache Rep.* 2019; 23(11).
 101. Tsouknidas A, Michailidis N, Savvakis S, Anagnostidis K, Bouzakis K, Kapetanios G. A finite element model technique to determine the mechanical response of a lumbar spine segment under complex loads. *J Appl Biomech.* 2012; 28(4): 448-456.
 102. Meier ML, Vrana A, Schweinhardt P. Low Back Pain: The Potential Contribution of Supraspinal Motor Control and Proprioception. *Neuroscientist.* 2019; 25(6): 583–596.
 103. Tong M, Mousavi S, Kiers H, Ferreira P, Refshauge K, van Dieën J. Is There a Relationship Between Lumbar Proprioception and Low Back Pain? A Systematic Review With Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2017; 98(1): 120-136.
 104. Zhou L, Schneck C, Shao Z. The Anatomy of Dorsal Ramus Nerves and Its Implications in Lower Back Pain. *Neurosci Med.* 2012; 3(2): 192-201.
 105. Cholewicki J, Breen A, Popovich J, Reeves N, Sahrman S, van Dillen L, et al. Can Biomechanics Research Lead to More Effective Treatment of Low Back Pain? A Point-Counterpoint Debate. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019; 49(6): 425-436.
 106. Jeong U, Sim J, Kim C, Hwang-Bo G, Nam C. The effects of gluteus muscle strengthening exercise and lumbar stabilization exercise on lumbar muscle strength and balance in chronic low back pain patients. *J Phys Ther Sci.* 2015; 27(12): 3813-3816.
 107. Huxel B, Anderson B. Core Stability Training for Injury Prevention. *Sports Health.* 2013; 5(6): 514–522.
 108. Cooper NA. Gluteus medius dysfunction in chronic low back pain. [Thesis]. The University of Iowa; 2017.
 109. Willson J, Dougherty C, Ireland M, Davis I. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005; 13(5): 316-325.
 110. Schellenberg F, Lindorfer J, List R, Taylor W, Lorenzetti S. Kinetic and kinematic differences between deadlifts and goodmornings. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2013; 5(1).
 111. Nikolić S, Ahmetović Z, Đokić Z. Kinanthropological analysis of the core. *Facta Universitatis.* 2020; 18(2).
 112. Dominguez RH, Gajda R. *Total Body Training.* Scribner: Warner Books, editor. 1983.
 113. Bergmark A. Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering. *Acta Orthop.* 1989; 1-54.
 114. Milanesi R, Aquinio R. Intra-abdominal pressure: an integrative review. *Einstein.* 2016; 14(3): 423-430.
 115. Goldman J, Lehr R, Millar A, Silver J. An electromyographic study of the abdominal muscles

BIBLIOGRAFÍA

- during postural and respiratory manoeuvres. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1987; 50(7): 866–869.
116. Shafik A, El Sibai O, Shafik I, Shafik A. Electromyographic activity of the anterolateral abdominal wall muscles during rectal filling and evacuation. *J Surg Res*. 2007; 143(2): 364-367.
117. Izquierdo M. *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte*. Colombia: Panamericana; 2008.
118. Ferreira P, Ferreira M, Maher C, Herbert R, Refshauge K. Specific stabilisation exercise for spinal and pelvic pain: a systematic review. *Aust J Physiother*. 2006; 52(2): 79-88.
119. Willardson JM. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *J Strength Cond Res*. 2007; 21(3): 979-985.
120. Tortora GJ, Derrickson B. *Principles of anatomy & physiology*. Wiley; 2014.
121. Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop Clin North Am*. 2003; 34(2): 245-254.
122. Norris C. Functional load abdominal training: part 1. *Phys Ther Sport*. 2001; 2(1): 29-39.
123. Richardson C, Jull G, Toppenberg R, Comerford M. Techniques for active lumbar stabilisation for spinal protection: A pilot study. *Aust J Physiother*. 1992; 38(2): 105-112.
124. Wallden M. Contextualising the core. *J Bodyw Mov Ther*. 2013; 17(4): 530.
125. Häggmark T, Thorstensson A. Fibre types in human abdominal muscles. *Acta Physiol Scand*. 1979; 107(4): 319-325.
126. Standaert C, Herring S. Expert Opinion and Controversies in Musculoskeletal and Sports Medicine: Core Stabilization as a Treatment for Low Back Pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007; 88(12): 1734-1736.
127. Essendrop M, Andersen T, Schibye B. Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situations. *Appl Ergon*. 2002; 33(5): 471-476.
128. Hodges P, Eriksson A, Shirley D, Gandevia S. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *J Biomech*. 2005; 38(9): 1873-1880.
129. Schuenke M, Vleeming A, Van Hoof T, Willard F. A description of the lumbar interfascial triangle and its relation with the lateral raphe: anatomical constituents of load transfer through the lateral margin of the thoracolumbar fascia. *J Anat*. 2012; 221(6): 568-576.
130. Vleeming A, Schuenke M, Danneels L, Willard F. The functional coupling of the deep abdominal and paraspinal muscles: the effects of simulated paraspinal muscle contraction on force transfer to the middle and posterior layer of the thoracolumbar fascia. *J Anat*. 2014; 225(4): 447-462.
131. Reeves N, Everding V, Cholewicki J, Morrisette D. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Exp Brain Res*. 2006; 174(4): 694-700.
132. Hirashima M, Kadota H, Sakurai S, Kudo K, Ohtsuki T. Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *J Sports Sci*. 2002; 20(4): 301-310.
133. Skorupska E, Keczmer P, Łochowski R, Tomal P, Rychlik M, Samborski W. Reliability of MR-Based Volumetric 3-D Analysis of Pelvic Muscles among Subjects with Low Back with Leg Pain and Healthy Volunteers. *Plos One*. 2016; 11(7): 1-16.
134. Calvo-Lobo C, Almazán-Polo J, Becerro-de-Bengoa R, Losa-Iglesias M, Palomo-López P, Rodríguez-Sanz D, et al. Ultrasonography comparison of diaphragm thickness and excursion between athletes with and without lumbopelvic pain. *Phys Ther Sport*. 2019; 37: 128-137.
135. Penney T, Ploughman M, Austin M, Behm D, Byrne J. Determining the activation of gluteus

BIBLIOGRAFÍA

- medius and the validity of the single leg stance test in chronic, nonspecific low back pain. *A Arch Phys Med Rehabil.* 2014; 95(10): 1969-1976.
136. Kim D, Unger J, Lanovaz J, Oates A. The Relationship of Anticipatory Gluteus Medius Activity to Pelvic and Knee Stability in the Transition to Single-Leg Stance. *PM R.* 2016; 8(2): 138-144.
 137. Marshall P, Patel H, Callaghan J. Gluteus medius strength, endurance, and co-activation in the development of low back pain during prolonged standing. *Hum Mov Sci.* 2011; 30(1): 63-73.
 138. Dieterich A, Petzke F, Pickard C, Davey P, Falla D. Differentiation of gluteus medius and minimus activity in weight bearing and non-weight bearing exercises by M-mode ultrasound imaging. *Man Ther.* 2015; 20(5): 715-722.
 139. Adstrum S, Hedley G, Schleip R, Stecco C, Yucesoy C. Defining the fascial system. *J Bodyw Mov Ther.* 2017; 21(1): 173-177.
 140. Schleip R, Jäger H, Klingler W. What is 'fascia'? A review of different nomenclatures. *J Bodyw Mov Ther.* 2012; 16(4): 496-502.
 141. Schleip R, Müller D. Training principles for fascial connective tissues: scientific foundation and suggested practical applications. *J Bodyw Mov Ther.* 2013; 17(1): 103-115.
 142. Ingber D. Tensegrity and mechanotransduction. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12(3): 198-200.
 143. Paulsen F, Waschke J, Sobotta. *Atlas de anatomía humana.* Elsevier; 2006.
 144. Crisco J, Panjabi M, Yamamoto I, Oxland T. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clinical biomechanics.* 1992; 7(1): p. 27-32.
 145. Briggs AM, Greig A, Wark J, Fazzalari N, Bennell K. A review of anatomical and mechanical factors affecting vertebral body integrity. *Int J Med Sci.* 2004; 1(3): 170-180.
 146. McGill S. Low back exercises: evidence for improving exercise regimens. *Phys Ther.* 1998; 78(7): 754-765.
 147. Hodges P, Richardson C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine.* 1996; 21(22): 2640-2650.
 148. Fredericson M, Moore T. Muscular Balance, Core Stability, and Injury Prevention for Middle- and Long-Distance Runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2005; 16(3): 669-689.
 149. Borghuis J, Hof A, Lemmink A. The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine.* 2008; 38(11): 893-916.
 150. Kibler W, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine.* 2006; 36(3): 189-198.
 151. Liemohn W, Baumgartner T, Gagnon L. Measuring core stability. *J Strength Cond Res.* 2005; 19(3): 583-586.
 152. Panjabi M. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13(4): 371-379.
 153. Phillips N. *High Performance Sports Conditioning.* Physiother. 2002;
 154. Micheo W, Baerga L, Miranda G. Basic principles regarding strength, flexibility, and stability exercises. *Phys Med Rehabil.* 2012; 4(11).
 155. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core Stability Exercise Principles. *Curr Sports Med Rep.* 2008; 7(1): 39-44.
 156. Hodges P, Richardson C, Hides J. *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain:* Churchill Livingstone; 2004.

BIBLIOGRAFÍA

157. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche L, de Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? : a systematic review. *Phys Ther Sport*. 2018; 30: 48-56.
158. Alaranta H, Hurri H, Heliovaara M, Soukka A, Harju R. Non-dynamometric trunk performance tests: reliability and normative data. *Scand J Rehabil Med*. 1994; 26(4): 211-215.
159. Emmanuel C, Ayanniyi O. Relations between Back Muscles' Endurance Capacity and Risk of Low-Back Pain. *TAF Prev Med Bull*. 2010; 9(5): 421-426.
160. Biering-Sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*. 1984; 9(2).
161. Latimer J, Maher C, Refshauge K, Colaco I. The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. *Spine*. 1999; 24(20): 2085-2089.
162. Villafañe J, Gobbo M, Peranzoni M, Naik G, Imperio G, Cleland J, et al. Validity and everyday clinical applicability of lumbar muscle fatigue assessment methods in patients with chronic non-specific low back pain: a systematic review. *Disabil Rehabil*. 2016; 38(19): 1859-1871.
163. McGill S. *Low Back Disorders: Evidence based prevention and rehabilitation: Human Kinetics*; 2002.
164. McGill S, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999; 80(8): 941-944.
165. Jung S, Hwang U, Ahn S, Kim H, Kim J, Kwon O. Lumbopelvic motor control function between patients with chronic low back pain and healthy controls: a useful distinguishing tool. *Medicine*. 2020; 99(15).
166. Wong A, Parent E, Prasad N, Huang C, Ming K, Kawchuk G. Does experimental low back pain change posteroanterior lumbar spinal stiffness and trunk muscle activity? A randomized crossover study. *Clin Biomech*. 2016; 34: 45-52.
167. Yang K, Park D. Reliability of ultrasound in combination with surface electromyogram for evaluating the activity of abdominal muscles in individuals with and without low back pain. *J Exerc Rehabil*. 2014; 10(4): 230-235.
168. Knox M, Chipchase L, Schabrun S, Marshall P. Improved compensatory postural adjustments of the deep abdominals following exercise in people with chronic low back pain. *J Exerc Rehabil*. 2017; 37: 117-124.
169. Knox M, Chipchase L, Schabrun S, Romero R, Marshall P. Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine J*. 2018; 18(10): 1934-1949.
170. Tidball J. Force transmission across muscle cell membranes. *J Biomech*. 1991; 24(1): 43-52.
171. Maas H, Sandercock T. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. *J Biomed Biotech*. 2010; 2010: 575672..
172. Huijing P, Baan G. Myofascial force transmission via extramuscular pathways occurs between antagonistic muscles. *Cells Tissues Organs*. 2008; 188(4): 400-414.
173. Rocha H, Mendes G, Souza B, Teles T, Magalhães F, Souza T, et al. Myofascial force transmission in the lower limb: An in vivo experiment. *J Biomech*. 2017; 63: 55-60.
174. Turrina A, Martínez-González M, Stecco C. The muscular force transmission system: Role of the intramuscular connective tissue. *J Bodyw Mov Ther*. 2013; 17(1): 95-102.
175. Carvalhais V, de Melo J, Lara V, Rezende T, Pereira P, Teixeira S. Myofascial force transmission

BIBLIOGRAFÍA

- between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *J Biomech.* 2013; 46(5): 1003-1007.
176. Purslow P. Muscle fascia and force transmission. *J Bodyw Mov Ther.* 2010; 14: 411–417.
177. Yoshitake Y, Uchida D, Hirata K, Mayfield D, Kanehisa H. Mechanical interaction between neighboring muscles in human upper limb: Evidence for epimuscular myofascial force transmission in humans. *J Biomech.* 2018; 6(74): 150-155.
178. Maas H, Huijing P. Effects of tendon and muscle belly dissection on muscular force transmission following tendon transfer in the rat. *J Biomech.* 2011; 45(2): 289-296.
179. Dischiavi S, Wright A, Hegedus E, Bleakley C. Biotensegrity and myofascial chains: A global approach to an integrated kinetic chain. *Med Hypoth.* 2018; 110: 90-96.
180. Wilke J, Krause F, Vogt L, Banzer W. What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2016; 97(3): 454-461.
181. Yucesoy C, Huijing P. Substantial effects of epimuscular myofascial force transmission on muscular mechanics have major implications on spastic muscle and remedial surgery. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007; 17(6): 664-679.
182. Smeulders M, Kreulen M. Myofascial force transmission and tendon transfer for patients suffering from spastic paresis: A review and some new observations. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007; 17(6): 644-656.
183. Gözübüyük O, Karakuzu A, Pamuk U, Yucesoy C. The role of intra- and epimuscular fasciae beyond being passive structural elements: MRI analyses indicate that they interfere with and affect muscle's active mechanics. *J Bodyw Mov Ther.* 2018; 22(4): 852-853;
184. Wilke J, Niederer D, Vogt L, Banzer W. Remote effects of lower limb stretching: preliminary evidence for myofascial connectivity? *J Sports Sci.* 2016; 34(22): 2145-2148.
185. Wilke J, Vogt L, Niederer D, Banzer W. Is remote stretching based on myofascial chains as effective as local exercise? A randomised-controlled trial. *J Sports Sci.* 2017; 35(20): 2021-2027.
186. Bojsen-Møller J, Schwartz S, Kalliokoski K, Finni T, Magnusson P. Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. *J Appl Physiol.* 2010; 109: 1608–1618.
187. Antonio S, Wolfgang G, Robert H, Fullerton B, Stecco C. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *J Bodyw Mov Ther.* 2013; 17(4): 512-517.
188. Romero C, Almazán J, Rodríguez D, López D, Vásquez S, Arias J, et al. Ultrasonography features of abdominal perimuscular connective tissue in elite and amateur basketball players: an observational study. *Rev Assoc Med Bras.* 2018; 64(10): 936-941.
189. Mota P, Pascoal A, Sancho F, Carita A, Bø K. Reliability of the inter-rectus distance measured by palpation. Comparison of palpation and ultrasound measurements. *Man Ther.* 2013; 18(4): 294-298.
190. Whittaker J, Warner M, Stokes M. Comparison of the sonographic features of the abdominal wall muscles and connective tissues in individuals with and without lumbopelvic pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013; 43(1): 11-19.
191. Chiarello C, McAuley J. Concurrent validity of calipers and ultrasound imaging to measure interrecti distance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013; 43(7): 495-503.
192. Vleeming A, Pool-Goudzwaard A, Stoeckart R, van Wingerden J, Snijders C. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine.* 1995; 20(7): 753-758.
193. Brown S, Ward S, Cook M, Lieber R. Architectural Analysis of Human Abdominal Wall Muscles: Implications for Mechanical Function. *Spine.* 2011; 36(5): 355–362.

BIBLIOGRAFÍA

194. Langevin H, Stevens-Tuttle D, Fox J, Badger G, Bouffard N, Krag M, et al. Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009; 3.
195. Stecco A, Meneghini A, Stern R, Stecco C, Imamura M. Ultrasonography in myofascial neck pain: randomized clinical trial for diagnosis and follow-up. *Surg Radiol Anat.* 2014; 36(3): 243-253.
196. Panjabi M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord.* 1992; 5(4): 383-389.
197. Russo M, Deckers K, Eldabe S, Kiesel K, Gilligan C, Vieceli J, et al. Muscle Control and Non-specific Chronic Low Back Pain. *Neuromodulation.* 2018; 21(1): 1-9.
198. Izzo R, Guarnieri G, Guglielmi G, Muto M. Biomechanics of the spine. Part I: spinal stability. *Eur J Radiol.* 2013; 82(1): 118-126.
199. Hodges P. Lumbopelvic stability: a functional model of the biomechanics and motor control. *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization.* Elsevier Ltd; 2004. 13–28.
200. Kumar T, Kumar S, Nezamuddin M, Sharma V. Efficacy of core muscle strengthening exercise in chronic low back pain patients. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2015; 28(4): 699-707.
201. Vera-García F, Barbado D, Moreno-Pérez V, Hernández-Sánchez S, Juan-Recio C, Elvira J. Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Rev Andal Med Dep.* 2015; 8(2): 79-85.
202. Segarra V, Heredia J, Peña G, Sampietro M, Moyano M, Mata F, et al. Core y sistema de control neuro-motor: mecanismos básicos para la estabilidad del raquis lumbar. *Rev Bras Edo Fís Esp.* 2014; 28(3): 521-529.
203. Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002; 12(3): 219-234.
204. Debusse D, Birch O, Clair Gibson A, Caplan N. Low impact weight-bearing exercise in an upright posture increases the activation of two key local muscles of the lumbo-pelvic region. *Physiother: Theory Pract.* 2013; 29(1): 515-6.
205. Grenier S, McGill S. Quantification of Lumbar Stability by Using 2 Different Abdominal Activation Strategies. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007; 88: 54-62.
206. Koh H, Cho S, Kim C. Comparison of the Effects of Hollowing and Bracing Exercises on Cross-sectional Areas of Abdominal Muscles in Middle-aged Women. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26(2): 295–299.
207. Madokoro S, Yokogawa M, Miaki H. Effect of the Abdominal Draw-In Maneuver and Bracing on Abdominal Muscle Thickness and the Associated Subjective Difficulty in Healthy Individuals. *Healthcare.* 2020; 8(4): 496.
208. Tayashiki K, Takai Y, Maeo S, Kanehisa H. Intra-abdominal Pressure and Trunk Muscular Activities during Abdominal Bracing and Hollowing. *Int J Sports Med.* 2016; 37(2): 134-143.
209. Reeves N, Cholewicki J, van Dieën J, Kawchuk G, Hodges P. Are Stability and Instability Relevant Concepts for Back Pain? *J Orthop Sports Phys Ther.* 2019; 49(6): 415-424.
210. Key J. The core”: Understanding it, and retraining its dysfunction. *J Bodyw Mov Ther.* 2013; 17(4): 541-559.
211. Hodges P, Moseley G. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13(4): 361-370.
212. Hodges P. To redistribute muscle activity in pain, or not: That is the question. *Pain.* 2014; 155(5): 849–850.

BIBLIOGRAFÍA

213. Hodges P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*. 2001; 141(2): 261-266.
214. Hodges P. The role of the motor system in spinal pain: Implications for rehabilitation of the athlete following lower back pain. *J Sci Med Sport*. 2000; 3(3): 243-253.
215. Bi X, Zhao J, Zhao L, Liu Z, Zhang J, Sun D. Pelvic floor muscle exercise for chronic low back pain. *J Int Med Res*. 2013; 41(1): 146-152.
216. Gamble P. An integrated approach to training core stability. *Strength Cond J*. 2007; 29(1): 58-68.
217. Hodges P, Richardson C. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*. 1997; 40(11): 1220-1230.
218. Reeves N, Narendra K, Cholewicki J. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clin Biomech*. 2007; 22(3): 266-274.
219. Hodges P. Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011; 21(2): 220-228.
220. Low M. A Time to Reflect on Motor Control in Musculoskeletal Physical Therapy. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2018; 48(11): 833-836.
221. Freeman F, Sherrington S. The Integrative Action of the Nervous System. *J Philos, Psych*. 1907; 4(11): 301-304.
222. Newcomer K, Laskowski E, Yu B, Johnson J, An K. Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. *Spine*. 2000; 25(19): 2488-2493.
223. Kelly M, Tan B, Thompson J, Carroll S, Follington M, Arndt A, et al. Healthy adults can more easily elevate the pelvic floor in standing than in crook-lying: an experimental study. *Aust J Physiother*. 2007; 53(3): 187-191.
224. Brumagne S, Diers M, Danneels L, Lorimer M, Hodges P. Neuroplasticity of Sensorimotor Control in Low Back Pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019; 49(6): 402-414.
225. Brumagne S, Janssens L, Janssens E, Goddyn L. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. *Gait Posture*. 2008; 28(4): 657-662.
226. Schabrun S, Elgueta-Cancino E, Hodges P. Smudging of the Motor Cortex Is Related to the Severity of Low Back Pain. *Spine*. 2017; 42(15): 1172-1178.
227. Elgueta-Cancino E, Schabrun S, Hodges P. Is the Organization of the Primary Motor Cortex in Low Back Pain Related to Pain, Movement, and/or Sensation? *Clin J Pain*. 2017; 34(3): 207-216.
228. Tsao H, Galea M, Hodges P. Driving plasticity in the motor cortex in recurrent low back pain. *Eur J Pain*. 2010; 14(8): 832-839.
229. Tsao H, Hodges P. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18(4): 559-567.
230. Tsao H, Galea M, Hodges P. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain*. 2008; 131(8): 2161-2171.
231. Tsao H, Druitt T, Schollum T, Hodges P. Motor training of the lumbar paraspinal muscles induces immediate changes in motor coordination in patients with recurrent low back pain. *J Pain*. 2010; 11(11): 1120-1128.
232. Sainburg R. Handedness: differential specializations for control of trajectory and position. *Exerc Sport Sci Rev*. 2005; 33(4): 206-213.
233. Chhibber S, Singh I. Asymmetry in muscle weight and one-sided dominance in the human lower limbs. *J Anat*. 1970; 106(3): 553-556.

BIBLIOGRAFÍA

234. Promsri A, Haid T, Federolf P. How does lower limb dominance influence postural control movements during single leg stance? *Hum Mov Sci.* 2018; 58: 165-174.
235. Steidl-Müller L, Hildebrandt C, Müller E, Fink C, Raschner C. Limb symmetry index in competitive alpine ski racers: Reference values and injury risk identification according to age-related performance levels. *J Sport Health Sci.* 2018; 7(4): 405–415.
236. Ivanenko Y, Gurfinkel V. Human Postural Control. *Front Neurosci.* 2018; 12: 171.
237. Soska K, Adolph K, Johnson S. Systems in Development: Motor Skill Acquisition Facilitates 3D Object Completion. *Dev Psychol.* 2010; 46(1): 129–138.
238. Peterka R. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol.* 2002; 88(3): 1097-1118.
239. Heebner N, Akins J, Lephart S, Sell T. Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait Posture.* 2015; 41(2): 535-539.
240. Wang H, Ji Z, Jiang G, Liu W, Jiao X. Correlation among proprioception, muscle strength, and balance. *J Phys Ther Sci.* 2016; 28(12): 3468–3472.
241. Promsri A, Haid T, Werner I, Federolf P. Leg Dominance Effects on Postural Control When Performing Challenging Balance Exercises. *Brain Sci.* 2020; 10(3): 128.
242. Cavallari P, Bolzoni F, Bruttini C, Esposti R. The Organization and Control of Intra-Limb Anticipatory Postural Adjustments and Their Role in Movement Performance. *Front Hum Neurosci.* 2016; 10: 525.
243. Kaneda, K., Sato, D., Wakabayashi, H., Hanai, A., & Nomura, T. A comparison of the effects of different water exercise programs on balance ability in elderly people. *J Aging Phys Act.* 2008; 16(4): 381-392.
244. Piscitelli D, Falaki A, Solnik S, Latash M. Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. *Exp Brain Res.* 2017; 235(3): 713-730.
245. Horak F. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing.* 2006; 35(2): ii7-ii11.
246. Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *J Mov Disord.* 2017; 10(1): 1–17.
247. Horak FB, Macpherson JM. Postural Orientation and Equilibrium. In: *Comprehensive Physiology.* Oxford: Oxford University Press. 2011.
248. Ringheim I, Austein H, Indahl A, Roeleveld K. Postural strategy and trunk muscle activation during prolonged standing in chronic low back pain patients. *Gait Posture.* 2015; 42(4): 584-589.
249. Cuevas L. Las capacidades físicas. *El Entrenamiento Deportivo* 2008.
250. Weineck J. *Entrenamiento total.* Editorial Paidotribo. 2005.
251. McGill S, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13(4): 353-359.
252. Gardner-Morse M, Stokes I. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine.* 1998; 23(1): 86-91.
253. Perri M, Liebensohn C. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual* Philadelphia. Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
254. Alaranta H, Luoto S, Heliövaara M, Hurri H. Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clin Biomech.* 1995; 10(6): 323-324.

BIBLIOGRAFÍA

255. Lindsay D, Horton J. Trunk Rotation Strength and Endurance in Healthy Normals and Elite Male Golfers with and Without Low Back Pain. *N Am J Sports Phys Ther.* 2006; 1(2): 80-89.
256. Granata K, Gottipati P. Fatigue influences the dynamic stability of the torso. *Ergonomics.* 2008; (8): 1258-1271.
257. Mawston G, McNair P, Boocock M. The effects of prior warning and lifting-induced fatigue on trunk muscle and postural responses to sudden loading during manual handling. *Ergonomics.* 2007; 50(12): 2157-2170.
258. Sparto P, Parnianpour M, Reinsel T, Simon S. The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997; 25(1): 3-12.
259. van Dieën J, Luger T, van Der Eb J. Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *Eur J Appl Physiol.* 2012; 112(4): 1307-1313.
260. Evans K, Refshauge K, Adams R. Trunk muscle endurance tests: reliability, and gender differences in athletes. *J Sci Med Sport.* 2007; 10(6): 447-455.
261. Peate W, Bates G, Lunda K, Francis S, Bellamy K. Core strength: a new model for injury prediction and prevention. *J Occup Med Toxicol.* 2007; 2: 3.
262. Alentorn-Geli E, Myer G, Silvers H, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc.* 2009; 17(8): 859-879.
263. Alentorn-Geli E, Myer G, Silvers H, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc.* 2009; 17(7): 705-729.
264. Sherry M, Best T. A Comparison of 2 Rehabilitation Programs in the Treatment of Acute Hamstring Strains. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004; 34(3): 116-125.
265. Chang W, Lin H, Lai P. Core strength training for patients with chronic low back pain. *J Phys Ther Sci.* 2015; 27(3): 619-622;
266. Cissik J. The Role of Core Training in Athletic Performance, Injury Prevention, and Injury Treatment. *Strength Cond J.* 2011; 33(1): 1524-1602.
267. McGill S. Core Training: Evidence Translating to Better Performance and Injury Prevention. *Strength Cond J.* 2010; 32(3): 33-46.
268. Haugen T, Haugvad L, Røstad V. Effects of Core-Stability Training on Performance and Injuries in Competitive Athletes. *Sportscience.* 2016; 20: 1-7.
269. De Blaiser C, P. R, Willems T, De Bleecker C, Vermeulen S, Danneels L, et al. The role of core stability in the development of non-contact acute lower extremity injuries in an athletic population: A prospective study. *Phys Ther Sport.* 2021; 47: 165-172.
270. Chia L, de Oliveira D, McKay J, Sullivan J, Micolis F, Pappas E. Limited Support for Trunk and Hip Deficits as Risk Factors for Athletic Knee Injuries: A Systematic Review With Meta-analysis and Best-Evidence Synthesis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2020; 50(9): 476-489.
271. Ladeira C. Physical therapy clinical specialization and management of red and yellow flags in patients with low back pain in the United States. *J Man Manip Ther.* 2018; 26(2): 66-77.
272. Cook C, George S, Reiman M. Red flag screening for low back pain: nothing to see here, move along: a narrative review. *Br J Sports Med.* 2018; 52(8): 493-496.
273. Leerar P, Boissonnault W, Domholdt E, Roddey T. Documentation of Red Flags by Physical Therapists for Patients with Low Back Pain. *J Man Manip Ther.* 2007; 15(1): 42-49.

BIBLIOGRAFÍA

274. Petersen T, Laslett M, Juhl C. Clinical classification in low back pain: best-evidence diagnostic rules based on systematic reviews. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2017; 18(1): 188.
275. Diener I, Kargela M, Louw A. Listening is therapy: Patient interviewing from a pain science perspective. *Physiother Theory Pract*. 2016; 32(5): 356-367.
276. Deyo R, Rainville J, Kent DL. What can the history and physical examination tell us about low back pain? *JAMA*. 1992; 268(6): 760-765.
277. Chowdhury A, Bjorbækmo W. Clinical reasoning—embodied meaning-making in physiotherapy. *Physiotherapy Theory and Practice*. *Int J Phys Ther*. 2017; 33(7): 550–559.
278. Alcántara-Bumbiedro S, Flórez-García M, Echávarri-Pérez C, García-Pérez F. Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación*. 2006; 40(3): 150-158.
279. Beneciuk J, Bishop M, Fritz J, Robinson M, Asal N, Nisenzon A, et al. The STarT Back Screening Tool and Individual Psychological Measures: Evaluation of Prognostic Capabilities for Low Back Pain Clinical Outcomes in Outpatient Physical Therapy Settings. *Phys Ther*. 2013; 93(3): 321–333.
280. Traeger A, McAuley J. STarT Back Screening Tool. *J Physiother*. 2013; 59(2): 131.
281. Johnston V. Örebro Musculoskeletal Pain Screening Questionnaire. *Australian J Physiother*. 2009; 55(2): 141.
282. Linton S, Nicholas M, MacDonald S. Development of a short form of the Örebro Musculoskeletal Pain Screening Questionnaire. *Spine*. 2011; 36(22): 1891-1895.
283. Traeger A, Lee H, Hübscher M, Skinner I, Lorimer G, Nicholas M, et al. Effect of Intensive Patient Education vs Placebo Patient Education on Outcomes in Patients With Acute Low Back Pain: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Neurol*. 2019; 76(2): 161-169.
284. Garg A, Pathak H, Churyukanov M, Uppin R, Slobodin T. Low back pain: critical assessment of various scales. *Eur Spine J*. 2020; 29: 503–518.
285. Chenot J, Greitemann B, Kladny B, Petzke F, Pflingsten M, Schorr S. Non-Specific Low Back Pain. *Dtsch Arztebl Int*. 2017; 114(51-52): 883-890.
286. Louw A, Puentedura E, Diener I, Zimney K, Cox T. Pain neuroscience education: Which pain neuroscience education metaphor worked best? *S Afr J Physiother*. 2019; 75(1): 1329.
287. Vining R, Minkalis A, Shannon Z, Twist E. Development of an Evidence-Based Practical Diagnostic Checklist and Corresponding Clinical Exam for Low Back Pain. *J Manipulative and Physiol Ther*. 2019; 42(9): 665-676.
288. Malfliet A, Ickmans K, Huysmans E, Coppieters I, Willaert W, Bogaert W, et al. Best Evidence Rehabilitation for Chronic Pain Part 3: Low Back Pain. *J Clin Med*. 2019; 8(7): 1063.
289. Denteneer L, van Daele U, Truijen S, de Hertogh W, Meirte J, Stassijns G. Reliability of physical functioning tests in patients with low back pain: a systematic review. *Spine J*. 2018; 18(1): 190-207.
290. Schneider B, Ehsanian R, Rosati R, Huynh L, Levin J, Kennedy D. Validity of Physical Exam Maneuvers in the Diagnosis of Sacroiliac Joint Pathology. *Pain Med*. 2020; 21(2): 255-260.
291. van der Windt D, Simons E, Riphagen I, Ammendolia C, Verhagen A, Laslett M, et al. Physical examination for lumbar radiculopathy due to disc herniation in patients with low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev*. 2010; (2).
292. Main C, Foster N, Buchbinder R. How important are back pain beliefs and expectations for satisfactory recovery from back pain? *Best Pract Res: Clin Rheumatol*. 2010; 24(2): 205-217.
293. Main C, Buchbinder R, Porcheret M, Foster N. Addressing patient beliefs and expectations in the consultation. *Best Pract Res: Clin Rheumatol*. 2010; 24(2): 219-225.

BIBLIOGRAFÍA

294. Petersen T, Laslett M, Juhl C. Clinical classification in low back pain: best-evidence diagnostic rules based on systematic reviews. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017; 18(1): 188.
295. May S, Littlewood C, Bishop A. Reliability of procedures used in the physical examination of non-specific low back pain: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2006; 52(2): 91-102.
296. Ombregt L. *A System of Orthopaedic Medicine: Third Edition.* A System of Orthopaedic Medicine: Third Edition. Churchill Livingstone. 2013.
297. World Confederation for Physical Therapy. Description of physical therapy: Policy statement. *World Confed Phys Ther.* 2011.
298. Gardner K. Vision Statement for the Physical Therapy Profession. *Am Phys Ther Assoc.* 2013.
299. Sahrman S. The human movement system: our professional identity. *Phys Ther.* 2014; 94(7): 1034-1042.
300. Saladin L, Voight M. Introduction to the movement system as the foundation for physical therapist practice education and research. *Int J Sports Phys Ther.* 2017; 12(6): 858-861
301. Hidalgo B, Gilliaux M, Poncin W, Detrembleur C. Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain. *J Rehabil Med.* 2012; 44(9): 756-763.
302. Graham H, Harvey A, Rodda J, Nattrass G, Pirpiris M. The Functional Mobility Scale (FMS). *J Pediatr Orthop.* 2004; 24(5): 514-520.
303. Piacentini M, Meeusen R. An online training-monitoring system to prevent nonfunctional overreaching. *Int J Sports Physiol Perform.* 2015; 10(4): 524-527.
304. Boyle M. *New Functional Training for Sports.* Human Kinetics. 2016.
305. Frost D, Beach T, McGill S, Callaghan J. The predictive value of general movement tasks in assessing occupational task performance. *Work.* 2015; 52(1): 8-11.
306. Sahrman S, Azevedo D, Dillen L. Diagnosis and treatment of movement system impairment syndromes. *Braz J PhysTher.* 2017; 21(6): 391-399.
307. Sahrman S. *Diagnosis & treatment of movement impairment syndromes.* London: Course. 2000.
308. Bougie TL. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. *Man Ther.* 2012; 2(6): 858-861.
309. Sahrman S. Movement impairment syndromes of the lumbar spine. In: *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes.* 2002.
310. Luomajoki H, Kool J, de Bruin E, Airaksinen O. Reliability of movement control tests in the lumbar spine. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007; 8: 90.
311. Luomajoki H, Saner J. Movement control impairment as a subgroup of non-specific low back pain. Institute of Clinical Medicine, School of Medicine, Faculty of Health Sciences. 2012.
312. Luomajoki H, Kool J, De Bruin ED, Airaksinen O. Movement control tests of the low back; Evaluation of the difference between patients with low back pain and healthy controls. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008; 9: 170.
313. Luomajoki H. Movement control impairment as a sub-group of non-specific low back pain : evaluation of movement control test battery as a practical tool in the diagnosis of movement control impairment and treatment of this dysfunction: University of Eastern Finland; 2010.
314. Sahrman S. Commentary the how and why of the movement system. *Int J Sports Phys Ther.* 2007; 12(6): 862-869.
315. Hahne A, Ford J, Surkitt L, Richards M, Chan A, Thompson S. Specific treatment of problems of

BIBLIOGRAFÍA

- the spine (STOPS): Design of a randomised controlled trial comparing specific physiotherapy versus advice for people with subacute low back disorders. *BMC Musculoskelet Disord*. 2011; 12(1): 104.
316. Alrwaily M, Timko M, Schneider M, Stevans J, Bise C, Hariharan K, et al. Treatment-Based Classification System for Low Back Pain: Revision and Update. *Phys Ther*. 2016; 96(7): 1057-1066.
317. Vibe F, O'Sullivan P, Skouen J, Smith A, Kvåle A. Efficacy of classification-based cognitive functional therapy in patients with non-specific chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Eur J Pain*. 2013; 17(6): 916-928.
318. Farre A, Rapley T. The New Old (and Old New) Medical Model: Four Decades Navigating the Biomedical and Psychosocial Understandings of Health and Illness. *Healthcare (Basel)*. 2017; 5(4).
319. Lewis J, O'Sullivan P. Is it time to reframe how we care for people with non-traumatic musculoskeletal pain? *Br J Sports Med*. 2018; 52(24): 1543-1544.
320. Sebelski C, Hoogenboom B, Hayes A, Bradford E, Wainwright S, Huhn K. The Intersection of Movement and Clinical Reasoning: Embodying "Body as a Teacher" to Advance the Profession and Practice. *Point of View*. 2020; 100(2): 201-204.
321. Apkarian AV, Baliki MN, Geha PY. Towards a theory of chronic pain. *Progress in Neurobiology*. 2009; 87(2): 81-97.
322. Nieto-García J, Suso-Martí L, La Touche R, Grande-Alonso M. Somatosensory and Motor Differences between Physically Active Patients with Chronic Low Back Pain and Asymptomatic Individuals. *Medicina (B Aires)*. 2019; 55(9): 524.
323. La Touche R, Pérez-Fernández M, Barrera-Marchessi I, López-de-Uralde-Villanueva I, Villafañe JH, Prieto-Aldana M, et al. Psychological and physical factors related to disability in chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2018; 32(4): 603-611.
324. Grande-Alonso M, Suso-Martí L, Cuenca-Martínez F, Pardo-Montero J, Gil-Martínez A, La Touche R. Physiotherapy Based on a Biobehavioral Approach with or Without Orthopedic Manual Physical Therapy in the Treatment of Nonspecific Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Pain Medicine*. 2019; 20(12): 2571-2587.
325. Marin T, van Eerd D, Irvin E, Couban R, Koes B, Malmivaara A, et al. Multidisciplinary biopsychosocial rehabilitation for subacute low back pain. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017; 6(6).
326. Den Bandt H, Paulis W, Beckweé D, Ickmans K, Nijs J, Voogt L. Pain Mechanisms in Low Back Pain: A Systematic Review With Meta-analysis of Mechanical Quantitative Sensory Testing Outcomes in People With Nonspecific Low Back Pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019; 49(10): 698-715.
327. Delitto A, George S, Dillen L, Whitman J, Sowa G, Shekelle P, et al. Clinical Practice Guidelines Linked to the International Classification of Functioning, Disability, and Health from the Orthopaedic Section of the American Physical Therapy Associ. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2012; 42(4).
328. Ombregt L. Clinical examination of the lumbar spine. *A Syst Orthop Med*. 2013; 491-522.
329. Geneen L, More R, Clarke C, Martin D, Colvin L, Smith B. Physical activity and exercise for chronic pain in adults: an overview of Cochrane Reviews. *Cochrane Database Syst Rev*. 2017; 1(1).
330. Kuhn S, Raichlen D, Clark A. What moves us? How mobility and movement are at the center of human evolution. *Evol Anthropol*. 2016; 25(3): 86-97.
331. McGovern R, Martin R, Christoforetti J, Kivlan B. Evidence-based procedures for performing the single leg squat and step-down tests in evaluation of non-arthritis hip pain: a literature review.

BIBLIOGRAFÍA

- International J Sports Phys Ther. 2018; 13(3): 526-536.
332. Bardenett S, Micca J, DeNoyelles J, Miller S, Jenk D, Brooks G. Functional Movement Screen Normative Values and Validity in High School Athletes: Can the Fms™ Be Used As a Predictor of Injury? Functional Movement Screen Normative Values and Validity in High School Athletes: Can the Fms™ Be Used As a Predictor of. *Int J Sports Phys Ther.* 2015; 10(3): 303–308.
333. Dorrel B, Long T, Shaffer S, Myer G. The Functional Movement Screen as a Predictor of Injury in National Collegiate Athletic Association Division II Athletes. *J Athl Train.* 2018; 53(1): 29–34.
334. Bushman TGT, Canham-Chervak M. Pain on Functional Movement Screen Tests and Injury Risk. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(11): S65-S70.
335. Díaz-Rodríguez N, Garrido-Chamorro R, Castellano-Alarcón J. Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico. *Semer - Med Fam.* 2007; 33(7): 362-369.
336. Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z Angew Physiol.* 1968; 26(1) 26-32.
337. Hides J, Richardson C, Jull G. Use of real-time ultrasound imaging for feedback in rehabilitation. *Man Ther.* 1998; 3(3): 125-131.
338. Hodges P, Pengel L, Herbert R, Gandevia S. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle Nerve.* 2003; 27(6): 682-69.
339. Teyhen D. Rehabilitative Ultrasound Imaging Symposium, May 8-10, 2006, San Antonio, Texas. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(8): 1-17.
340. Teyhen D, Koppenhaver S. Rehabilitative ultrasound imaging. *J Physiother.* 2011; 57(3): 196.
341. Teyhen D, Gill N, Whittaker J, Henry S, Hides J, Hodges P. Rehabilitative Ultrasound Imaging of the Abdominal Muscles. *JOSPT Cases.* 2007; 37(8): 450-466.
342. Hides J, Oostenbroek T, Franettovich M. The effect of low back pain on trunk muscle size/function and hip strength in elite football (soccer) players. *J Sports Sci.* 2016; 34(24): 2303-2311.
343. Lee J, Tseng W, Shau Y, Wang C, Wang H, Wang S. Measurement of segmental cervical multifidus contraction by ultrasonography in asymptomatic adults. *Man Ther.* 2007; 12(3): 286-294.
344. Lenza M, Buchbinder R, Takwoingi Y, Johnston R, Hanchard N, Faloppa F. Magnetic resonance imaging, magnetic resonance arthrography and ultrasonography for assessing rotator cuff tears in people with shoulder pain for whom surgery is being considered. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013; (9).
345. Larivière C, Henry S, Gagnon D, Preuss R, Dumas J. Ultrasound Measures of the Abdominal Wall in Patients with Low Back Pain Before and After an 8-week Lumbar Stabilization Exercise Program, and Their Association With Clinical Outcomes. *PM R.* 2019; 11(7): 710-721.
346. Romero-Morales C, Almazán-Polo J, Rodríguez-Sanz D, Palomo-López P, López-López D, Vázquez-González S, et al. Rehabilitative Ultrasound Imaging Features of the Abdominal Wall Muscles in Elite and Amateur Basketball Players. *Appl Sci.* 2018; 8(5).
347. Gala-Alarcón P, Calvo-Lobo C, Serrano-Imedio A, Garrido-Marín A, Martín-Casas P, Plaza-Manzano G. Ultrasound evaluation of the abdominal wall and lumbar multifidus muscles in participants who practice pilates: a 1-year follow-up case series. *J Manipulative Physiol Ther.* 2018; 41(5): 434–444.
348. Romero-Morales C Calvo-Lobo C, Rodríguez-Sanz D. Ultrasound Imaging of the Abdominal Wall and Trunk Muscles in Patients with Achilles Tendinopathy versus Healthy Participants. *Diagnostics.* 2020; 10(1), 17.
349. Nuzzo J, Haun D, Mayer J. Ultrasound measurements of lumbar multifidus and abdominal muscle size in firefighters. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2014; 27(4): 427-433.

BIBLIOGRAFÍA

350. Todorov P, Nestorova R, Batalov A. Diagnostic value of musculoskeletal ultrasound in patients with low back pain - a review of the literature. *Med Ultrason*. 2018; 1(1): 80-87.
351. Hides J, Walsh J, Smith M, Mendis M. Self-Managed Exercises, Fitness and Strength Training, and Multifidus Muscle Size in Elite Footballers. *J Athl Train*. 2017; 52(7): 649-655.
352. Wong A, Parent E, Funabashi M, Kawchuk G. Do changes in transversus abdominis and lumbar multifidus during conservative treatment explain changes in clinical outcomes related to nonspecific low back pain? A systematic review. *J Pain*. 2014; 15(4): 377.
353. Larivière C, Gagnon D, Henry S, Preuss R, Dumas J. The Effects of an 8-Week Stabilization Exercise Program on Lumbar Multifidus Muscle Thickness and Activation as Measured With Ultrasound Imaging in Patients With Low Back Pain: An Exploratory Study. *PM&R J*. 2018; 10(5): 483-495.
354. Stokes M, Rankin G, Newham D. Ultrasound imaging of lumbar multifidus muscle: normal reference ranges for measurements and practical guidance on the technique. *Man Ther*. 2005; 10(2): 116-126.
355. Hebert J, KS, Magel J, Fritz J. The relationship of transversus abdominis and lumbar multifidus activation and prognostic factors for clinical success with a stabilization exercise program: a cross-sectional study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2010; 91(1): 78-85.
356. Mehyar F, Spitznagle T, Sharma N. Reliability of Ultrasound Imaging for Lumbar Multifidus Muscle: Capturing Video vs Static Images. *J Allied Health*. 2017; 46(3): 154-157.
357. Wilson A, Hides J, Blizzard L, Callisaya M, Cooper A, Srikanth V, et al. Measuring ultrasound images of abdominal and lumbar multifidus muscles in older adults: A reliability study. *Man Ther*. 2016; 23: 114-119.
358. Dieterich A, Pickard C, Strauss G, Deshon L, Gibson W, McKay J. Muscle thickness measurements to estimate gluteus medius and minimus activity levels. *Man Ther*. 2014; 19(5): 453-460.
359. Teyhen D, Rieger J, Westrick R, Miller A, Molloy J, Childs J. Changes in deep abdominal muscle thickness during common trunk-strengthening exercises using ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008; 38(10): 596-605.
360. Whittaker JL, Warner MB, Stokes M. Comparison of the Sonographic Features of the Abdominal Wall Muscles and Connective Tissues in Individuals With and Without Lumbopelvic Pain. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2013; 43(1): 11-19.
361. Zheng Y, Ke S, Lin C, Li X, Liu C, Wu Y, et al. Effect of Core Stability Training Monitored by Rehabilitative Ultrasound Image and Surface Electromyogram in Local Core Muscles of Healthy People. *Pain Res Manag*. 2019: 1-8.
361. Whittaker J, Ellis R, Hodges P, Osullivan C, Hides J, Fernández-Carnero S, et al. Imaging with ultrasound in physical therapy: What is the PT's scope of practice? A competency-based educational model and training recommendations. *British J Sports Med*. 2019; 53(23): 1447-1453.
363. Fernández S, Arias JL, Cuenca JN, Leal A, Calvo-Lobo C, Saborido C. Rehabilitative ultrasound imaging evaluation in physiotherapy: Piloting a systematic review. *Appl Sci*. 2019; 9(1): 1-14.
364. Hultman G. Anthropometry, spinal canal width, and flexibility of the spine and hamstring muscles in 45-55 year-old men with and without low back pain. *J Spinal Disord*. 1992; 5(3): 245-253.
365. Landes C, Sader R. Sonographic evaluation of the ranges of condylar translation and of temporomandibular joint space as well as first comparison with symptomatic joints. *J Craniomaxillofac Surg*. 2007; 35(8): 374-381.
366. Bas B, Yılmaz N, Gökçe E, Akan H. Ultrasound assessment of increased capsular width in temporomandibular joint internal derangements: relationship with joint pain and magnetic

BIBLIOGRAFÍA

- resonance grading of joint effusion. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol.* 2011; 112(1): 112-117.
367. Bokae F, Rezasoltani A, Manshadi F, Naimi S, Baghban A, Azimi H. Comparison of cervical muscle thickness between asymptomatic women with and without forward head posture. *Braz J Phys Ther.* 2017; 21(3): 206-211.
368. Benham S. Diagnostic ultrasound of the cervical multifidus: A literature review. *Clin Chiroprac.* 2012; 33(8): 630-637.
369. Blume C, Wang S. Comparison of changes in supraspinatus muscle thickness in persons with subacromial impingement syndrome and asymptomatic adults. *Physiother: Theory and Pract.* 2014; 30(8): 544-551.
370. Win M, Bo M. Role of ultrasonography in knee osteoarthritis. *J Clin Rheumatol.* 2016; 22(6): 324-329.
371. Jaén T, García P. Criterios para el retorno al deporte después de una lesión. *Arch Med Dep.* 2017; 34(1): 40-44.
372. Calvo C, Morales C, Sanz D, Corbalán I, Garrido A, López D. Ultrasonography Comparison of Peroneus Muscle Cross-sectional Area in Subjects With or Without Lateral Ankle Sprains. *J Manipulative Physiol Ther.* 2016; 39(9): 635-644.
373. Calvo C, Garrido A, Rodríguez D, López D, Palomo P, Romero C, Sanz I. Ultrasound evaluation of intrinsic plantar muscles and fascia in hallux valgus A case-control study. *Med (United States).* 2016; 95(45): e5243.
374. Wu J, Zhang Y, Gao Y, Luo T. Assessment the reliability of ultrasonography in the imaging of the plantar fascia: a comparative study. *BMC Med Imaging.* 2019; 19(1): 62.
375. Fazekas M, Sugimoto D, Cianci A, Minor J, Corrado G, D'Hemecourt P. Ultrasound examination and patellar tendinopathy scores in asymptomatic college jumpers. *Phys Sportsmed.* 2018; 46(4): 477-484.
376. Matthews W, Ellis R, Furness J, Rathbone E, Hing W. Staging achilles tendinopathy using ultrasound imaging: the development and investigation of a new ultrasound imaging criteria based on the continuum model of tendon pathology. *BMJ Open Sport Exerc Med.* 2020; 6(1).
377. Dietz HP. Pelvic Floor Ultrasound: A Review. *Am J Obstet Gynecol.* 2017 Mar;60(1):58-81..
378. Tsuchikane R, Higuchi T, Suga T, Wachi M, Misaki J, Tanaka D, et al. Relationships between Bat Swing Speed and Muscle Thickness and Asymmetry in Collegiate Baseball Players. *Sports (Basel).* 2017; 5(2): 33.
379. Abuín-Porras V, de la Cueva-Reguera M, Benavides-Morales P, Ávila-Pérez R, de la Cruz-Torres B, Pareja-Galeano HBMH, et al. Comparison of the Abdominal Wall Muscle Thickness in Female Rugby Players Versus Non-Athletic Women: A Cross-Sectional Study. *Med (Kaunas).* 2020; 56(1): 8.
380. Sitalertpisan P, Pirunsan U, Puangmali A, Ratanapinunchai J, Kiatwattanacharoen S, Neamin H, et al. Comparison of lateral abdominal muscle thickness between weightlifters and matched controls. *Phys Ther Sport.* 2011; 12(4): 171-174.
381. Vargas-Schaffer G, Nowakowsky M, Egtesadi M, Cogan J. Ultrasound-Guided Trigger Point Injection for Serratus Anterior Muscle Pain Syndrome. Description of Technique and Case Series. *A & A Case Reports.* 2015; 5(6): 99-102.
382. Rostami M, Ansari M, Noormohammadpour P, Mansournia M, Kordi R. Ultrasound assessment of trunk muscles and back flexibility, strength and endurance in off-road cyclists with and without low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2015; 28: 635-644.
383. Martin C, Olivier B, Benjamin N. Asymmetrical abdominal muscle morphometry is present in

BIBLIOGRAFÍA

- injury free adolescent cricket pace bowlers: A prospective observational study. *Phys Ther Sport*. 2017; 28: 34-42.
384. Almazán-Polo J, López-López D, Romero-Morales C, Rodríguez-Sanz D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias M, et al. Quantitative Ultrasound Imaging Differences in Multifidus and Thoracolumbar Fasciae between Athletes with and without Chronic Lumbopelvic Pain: A Case-Control Study. *J Clin Med*. 2020; 9(8): 2647.
385. Lobo C, Almazán-Polo J, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias M, Palomo-López P, Rodríguez-Sanz D. Ultrasonography comparison of diaphragm thickness and excursion between athletes with and without lumbopelvic pain. *Phys Ther Sport*. 2019; 37: 128–137.
386. Vera-García F, López-Plaza D, Juan-Recio C, Barbado D. Tests to Measure Core Stability in Laboratory and Field Settings: Reliability and Correlation Analyses. *J Appl Biomech*. 2019; 5(3): 223-231.
387. Peña Gu, Juan P, Heredia R, Moral S, Isidro F, Ordoñez FM. Revisión de los Métodos de Valoración de la Estabilidad Central (Core). *PubliCE Stand*. 2012.
388. Delitto A, Rose S, Crandell C, Strube M. Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine*. 1991; 16(7): 800-803.
389. Karataş G, Gögüş F, Meray J. Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *American J Phys Med Rehabil*. 2002; 81(2): 79-85.
390. Gleeson N, Mercer T. The Utility of Isokinetic Dynamometry in the Assessment of Human Muscle Function. *Sports Med*. 1996; 21: 18–34.
391. Bayramoğlu M, Akman M, Kılınç Ş, Çetin N, Yavuz N, Özker R. Isokinetic measurement of trunk muscle strength in women with chronic low-back pain. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001; 80(9): 650-655.
392. Gruther W, Wick F, Paul B, Leitner C, Posch M, Matzner M, et al. Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *J Rehabil Med*. 2009; 41(8): 613-619.
393. Juan-Recio C, López-Plaza D, Barbado D, García-Vaquero M, Vera-García F. Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *J Sports Sci*. 2018; 6(4): 357-364.
394. Murphy A, Wilson G. The assessment of human dynamic muscular function: a comparison of isoinertial and isokinetic tests. *J Sports Med Phys Fitness*. 1996; 36(3): 169-177.
395. Diener D. Validity and reliability of a one-minute half sit-up test of abdominal strength and endurance. *Sports Med, Train Rehabil*. 1995; 6(2): 105-119.
396. Bogduk N. *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine & Sacrum*. Lavoisier; 2005.
397. Axler C, McGill S. Low back loads over a variety of abdominal exercises: Searching for the safest abdominal challenge. *Med Sci Sports Exerc*. 1997; 29(6): 804-811.
398. Nesser T, Huxel K, Tincher J, Okada T. The relationship between core stability and performance in division I football players. *J Strength Cond Res*. 2008; 22(6): 1750-1754.
399. Nesser T, Lee W. The relationship between core strength and performance in division I female soccer players. *J Exerc Physiol*. 2009; 12(2): 21-28.
400. Bliss L, Teeple P. Core stability: the centerpiece of any training program. *Curr Sports Med Rep*. 2005; 4(3): 179-183.
401. Plisky P, Rauh M, Kaminski T, Underwood F. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006; 36(12): 911-919.

BIBLIOGRAFÍA

402. Overmoyer G, Reiser R. Relationships between asymmetries in functional movements and the star excursion balance test. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(7): 2013-2024.
403. Kinzey S, Armstrong C. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998; 27(5): 356-360.
404. Hooper T, James C. Dynamic balance as measured by the Y-Balance Test is reduced in individuals with low back pain: A cross-sectional comparative study. *Phys Ther Sport.* 2016; 22: 29–34.
405. Dingenen B, Malfait B, Vanrenterghem J, Verschueren S, Staes F. The reliability and validity of the measurement of lateral trunk motion in two-dimensional video analysis during unipodal functional screening tests in elite female athletes. *Phys Ther Sport.* 2014; 15(2): 117-123.;
406. Van der Straaten R, Bruijnes A, Vanwanseele B, Jonkers I, de Baets L, Timmermans A. Reliability and Agreement of 3D Trunk and Lower Extremity Movement Analysis by Means of Inertial Sensor Technology for Unipodal and Bipodal Tasks. *Sensors.* 2019; 19(1): 1-14.
407. Amaral G, Rocha H, Silva M, de Souza J, Pereira P, Teixeira S. Assessing a method to modify demand levels during the unipodal squat task. *Phys Ther Sport.* 2014; 15(2): e2-e3.
408. Wallwork, T. L., Hides, J. A., & Stanton, W. R. Intrarater and interrater reliability of assessment of lumbar multifidus muscle thickness using rehabilitative ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37(10): 608-612.
409. Yaltrık K, GÜdü B, Işık Y, Altunok Ç, TU, Atalay B. Volumetric Muscle Measurements Indicate Significant Muscle Degeneration in Single-Level Disc Herniation Patients. *World Neurosurg.* 2018; 116: e500-e504.
410. Smyers A, Myrer J, Eggett D, Mitchell U, Johnson A. Multifidus Muscle Size and Symmetry in Ballroom Dancers with and without Low Back Pain. *International J Sports Med.* 2018; 39(8): 630-635.
411. Kiesel K, Plisky P, Voight M. Can Serious Injury in Professional Football be Predicted by a Preseason Functional Movement Screen? *N Am J Sports Phys Ther.* 2007; 2(3): 147-158.
412. Beach T, Frost D, Callaghan J. FMS™ scores and low-back loading during lifting--whole-body movement screening as an ergonomic tool? *Appl Ergon.* 2014; 45(3): 482-489.
413. Whittaker J, Booyesen N, de La Motte S, Dennett L, Lewis C, Wilson D, et al. Predicting sport and occupational lower extremity injury risk through movement quality screening: A systematic review. Vol. 51, *British Journal of Sports Medicine.* 2017. 580–. *Br J Sports Med.* 2017; 51(7): 580-585.
414. von Elm E, Altman D, Egger M, Pocock S, Gøtzsche P, Vandenbroucke J. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: guidelines for reporting observational studies. *Int J Surg.* 2014; 12(12): 1495-1499.
415. Kreiner D, Hwang S, Easa J, Resnick D, Baisden J, Bess S. An evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of lumbar disc herniation with radiculopathy. *Spine J.* 2014; 14(1): 180–191.
416. Truumees E. History of Lumbar Disc Herniation From Hippocrates to the 1990s. *Clin Orthop Relat Res.* 2015; 473(6): 1885–1995.
417. Kuai S, Zhou W, Liao Z, Ji R, Guo D, Zhang R. Influences of lumbar disc herniation on the kinematics in multi-segmental spine, pelvis, and lower extremities during five activities of daily living. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017; 18(1): 1–13.
418. World Health Organization. Recomendaciones Mundiales sobre Actividad Física para la Salud. Catálogo de publicaciones OMS. 2010.
419. Marrugat. GRANMO: sample size and power calculator. Barcelona, Spain: Institut Municipal d'Investigació Mèdica. 2012.

BIBLIOGRAFÍA

420. Sarafraz H, Hadian MR, Ayoobi Yazdi N, Olyaei G, Bagheri H, Jalaie S, et al. Test-retest reliability of nerve and muscle morphometric characteristics utilizing ultrasound imaging in individuals with unilateral sciatica and controls. *Chiropr Man Ther*. 2018; 26(1): 1–10.
421. Sarafraz H, Hadian MR, Ayoobi Yazdi N, Olyaei G, Bagheri H, Jalaie S, et al. Neuromuscular morphometric characteristics in low back pain with unilateral radiculopathy caused by disc herniation: An ultrasound imaging evaluation. *Musculoskelet Sci Pract*. 2019; 40: 80–6.
422. Thong I, Jensen M, Miró J, Tan G. The validity of pain intensity measures: what do the NRS, VAS, VRS, and FPS-R measure? *Scand J Pain*. 2018; 18(1): 99-107.
423. Karcioğlu O, Topacoglu H, Dikme O, Dikme O. A systematic review of the pain scales in adults: Which to use? *Am J Emerg Med*. 2018; 36(4): 707-714.
424. Alcántara-Bumbiedro S, Flórez-García MT, Echávarri-Pérez C, García-Pérez F. Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilit*. 2006; 4(3): 150-158.
425. Kovacs FM, Llobera J, Gil del Real MT, Abraira V, Gestoso M, Fernández C, et al. Validation of the Spanish version of the Roland-Morris Questionnaire. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002; 27(5): 538-542.
426. World Health Organization - WHO. Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) Analysis Guide. Geneva: WHO. 2012.
427. Craig C, Marshall A, Sjöström M, Bauman A, Booth M, Ainsworth B, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*. 2003; 35(8): 1381-1395.
428. Jetté M, Sidney K, Blümchen G. Metabolic equivalents (METs) in exercise testing, exercise prescription, and evaluation of functional capacity. *Clin Cardiol*. 1990; 13(8): 555–565.
429. Whittaker JL, Emery CA. Sonographic Measures of the Gluteus Medius, Gluteus Minimus, and Vastus Medialis Muscles. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2014; 44(8): 627–632.
430. Romero C, Calvo C, Rodríguez D, Sanz I, Ruiz B, López D. The concurrent validity and reliability of the Leg Motion system for measuring ankle dorsiflexion range of motion in older adults. *Peer J*. 2017; 5.
431. Malliaras P, Cook J, Kent P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *J Sci Med Sport*. 2006; 9(4): 304-309.
432. Ooi C, Richards P, Maffulli N, Ede D, Schneider M, Connell D, et al. A soft patellar tendon on ultrasound elastography is associated with pain and functional deficit in volleyball players. *J Sci Med Sport*. 2016; 19(5): 373-378.
433. Ota S, Ueda M, Aimoto K, Suzuki Y, Sigward S. Acute influence of restricted ankle dorsiflexion angle on knee joint mechanics during gait. *Knee*. 2014; 21(3): 669-675.
434. Hoch M, Staton G, McKeon P. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sc Med Sport*. 2011; 14(1): 90-92.
435. Scattoni R, Nakagawa T, Ferreira A, García L, Santos J, Serrão F. Lower limb strength and flexibility in athletes with and without patellar tendinopathy. *Phys Ther Sport*. 2016; 20: 19-25.
436. Rudavsky A, Cook J. Physiotherapy management of patellar tendinopathy (jumper’s knee). *J Physiother*. 2014; 60(3): 122-129.
437. Mason-Mackay A, Whatman C, Reid D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review. *J Sci Med Sport*. 2017; 20(5): 451–458.
438. Kellis E, Ellinoudis AKN. Hamstring Elongation Quantified Using Ultrasonography During the Straight Leg Raise Test in Individuals With Low Back Pain. *PM&R J*. 2015; 7(6): 576-583.

BIBLIOGRAFÍA

439. Ekedahl K, Jönsson B, Frobell R. Validity of the fingertip-to-floor test and straight leg raising test in patients with acute and subacute low back pain: a comparison by sex and radicular pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010; 91(8): 1243-1247.
440. Ekedahl H, Jönsson B, Frobell R. Fingertip-to-floor test and straight leg raising test: validity, responsiveness, and predictive value in patients with acute/subacute low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012; 93(12): 2210-2215.
441. Peixoto G, Lima V, Souza D, Sadao S, Forgiarini M, Cohen M. Comparison of hip rotation range of motion in judo athletes with and without history of low back pain. *Man Ther*. 2012; 17(3): 231-235.
442. Murray E, Birley E, Twycross-lewis R, Morrissey D. The relationship between hip rotation range of movement and low back pain prevalence in amateur golfers: an observational study. *Phys Ther Sport*. 2009; 10(4): 131-135.
443. Vohralik S, Bowen A, Burns J, Hiller C, Nightingale E. Reliability and validity of a smartphone app to measure joint range. *Am J Phys Med Rehabil*. 2015; 94(4): 325-330.
444. López P, Fiol C, Ferragut F, Alacid F, Yuste JL, García A. Validez de los test dedos-planta y dedos-suelo para la valoración de la extensibilidad isquiosural en piragüistas de categoría infantil. *Apunt Med l'Esport*. 2008; 43(157): 24-29.
445. Test F, Perret C, Poiraudau S, Fermanian J, Anne M, Benhamou M. Validity, reliability, and responsiveness of the fingertip-to-floor test. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001; 82(11): 1566-1570.
446. Kang H, Jung J, Yu J. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. *J Sports Sci Med*. 2012; 11(3): 510-515.
447. Kong Y, Park S, Kweon M, Park J. Change in trunk muscle activities with prone bridge exercise in patients with chronic low back pain. *J Phys Ther Sci*. 2016; 28(1): 264-268.
448. Schellenberg K, Lang J, Chan K, Burnham R. A clinical tool for office assessment of lumbar spine stabilization endurance: prone and supine bridge maneuvers. *American J Phys Med Rehabil*. 2007; 86(5): 380-386.
449. O'Connor S, McCaffrey N, Whyte E, Moran K. The development and reliability of a simple field based screening tool to assess core stability in athletes. *Phys Ther Sport*. 2016; 20: 40-44.
450. Basnett C, Hanish M. Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance in individuals with chronic ankle instability. *Int J Sports Phys Ther*. 2013; 8(2): 121.
451. Neto T, Jacobsohn L, Carita A, Oliveira R. Reliability of the Active-Knee-Extension and Straight-Leg-Raise Tests in Subjects With Flexibility Deficits. *J Sport Rehabil*. 2015; 24(4): 2014-2020.
452. Charlton P, Mentiplay B, Pua Y, Clark R. Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. *J Sci Med Sport*. 2015; 18(3): 262-267.
453. Nakagawa T, Petersen R. Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. *Phys Ther Sport*. 2018; 34: 174-179.
454. Lehr M, Plisky P, Butler R, Fink M, Kiesel K, Underwood F. Field-expedient screening and injury risk algorithm categories as predictors of noncontact lower extremity injury. *Scand J Med Sci Sports*. 2013; 23(4): 225-233.
455. Plisky P, Gorman P, Butler R, Kiesel K, Underwood F, Elkins B. The Reliability of an Instrumented Device for Measuring Components of the Star Excursion Balance Test. *Arch "N Am J Sports Phys*. 2009; 4(2): 92-99.
456. Powden CJ, Dodds TK, Gabriel EH. the Reliability of the Star Excursion Balance Test and Lower Quarter Y-Balance Test in Healthy Adults: a Systematic Review. *Int J Sports Phys Ther*. 2019; 14(5): 683-694.

BIBLIOGRAFÍA

457. Shaffer SW, Teyhen DS, Lorenson CL, Warren RL, Koreerat CM, Straseske CA, et al. Y-balance test: A reliability study involving multiple raters. *Mil Med.* 2013; 178(11): 1264–1270.
458. Kang M, Kim S, Kang M. Effects of isometric hip movements on electromyographic activities of the trunk muscles during plank exercises. *J Phys Ther Sci.* 2016; 28(8): 2373–2375.
459. Choi J, Kim D, Cynn H. Comparison of Trunk Muscle Activity Between Traditional Plank Exercise and Plank Exercise With Isometric Contraction of Ankle Muscles in Subjects With Chronic Low Back Pain. *J Strength Cond Res.* 2019; (36): 1–7.
460. Escriche-escuder A, Cruz-montecinos C. Tolerability and Muscle Activity of Core Muscle Exercises in Chronic Low-back Pain. *Int J Environ Res Public Health.* 2019; 16(19): 3509.
461. Escamilla R, Lewis C, Pecoson A. Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss Ball. *Sports Health.* 2016; 8(4): 372-379..
462. Kim S, Kang M, Kim E, Jung I, Seo E, OJ. Comparison of EMG activity on abdominal muscles during plank exercise with unilateral and bilateral additional isometric hip adduction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016; 30: 9-14.
463. Youdas J, Boor M, Darfler A, Koenig M, Mills K, Hollman J. Surface electromyographic analysis of core trunk and hip muscles during selected rehabilitation exercises in the side-bridge to neutral spine position. *Sports Health.* 2014; 6(5): 416-421.
464. Czaprowski D, Afeltowicz A, Gebicka A, Pawłowska P, Kedra A, Barrios C, et al. Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. *Phys Ther Sport.* 2014; 15(3): 162-168.
465. Martínez-Romero M, Ayala F, Croix M, Vera-García F, de Baranda P, Santonja-Medina F, et al. A Meta-Analysis of the Reliability of Four Field-Based Trunk Extension Endurance Tests. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17(9): 3938.
466. Wang-Price S, Almadan M, Stoddard C, Moore D. Recovery of Hip and Back Muscle Fatigue Following a Back Extension Endurance Test. *Int J Exerc Sci.* 2017; 10(2): 213–224.
467. Hancock M, Maher C, Petocz P, Lin C, Steffens D, Luque-Suárez A, Magnussen JS. Risk factors for a recurrence of low back pain. *Spine.* 2015; 15(11): 2360-2368.
468. Olearo B, Soriano del Castillo J, Boselli P, Micó L. Assessment of body composition, through anthropometric and non-anthropometric methods, of university students from Valencia (Spain). *Nutr Hosp.* 2014; 30(4): 11-918.
469. Madsbu M, Salvesen Ø, Werner D, Franssen E, Weber C, Nygaard Ø, et al. Surgery for Herniated Lumbar Disc in Daily Tobacco Smokers: A Multicenter Observational Study. *World Neurosurg.* 2017; 109: e581-e587.
470. Shiri R, Falah-Hassani K. The Effect of Smoking on the Risk of Sciatica: A Meta-analysis. *Am J Med.* 2016; 129(1): 64-73.
471. Stafford M, Peng P, Hill D. Sciatica: a review of history, epidemiology, pathogenesis, and the role of epidural steroid injection in management. *Br J Anaesth.* 2007; 99(4): 461-473.
472. Coenen P, Gouttebauge V, van der Burght A, van Dieën J, Frings-Dresen M, van Der Beek A. The effect of lifting during work on low back pain: a health impact assessment based on a meta-analysis. *Occup Environ Med.* 2014; 871(7): 871-877.
473. Burström L, Nilsson T, Wahlström J. Whole-body vibration and the risk of low back pain and sciatica: a systematic review and meta-analysis. *Int Arch Occupa Environ Health.* 2015; 88(4): 403-418.
474. Neidlinger-Wilke C, Mietsch A, Rinkler C, Wilke H, Ignatius A, Urban J. Interactions of environmental conditions and mechanical loads have influence on matrix turnover by nucleus pulposus cells. *J Orthop Res.* 2012; 30(1): 112-21.

BIBLIOGRAFÍA

475. Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*. 1999; 24(23): 2468-2474.
476. Reiman M, Sylvain J, Loudon J, Goode A. Return to sport after open and microdiscectomy surgery versus conservative treatment for lumbar disc herniation: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2016; 50(4): 21-30.
477. Lawrence J, Greene H, Grauer J. Back pain in athletes. *J Am Acad Orthop Surg*. 2006; 14(13): 726-735.
478. Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet*. 2018; 391(10137): 2356–2367.
479. Fett D, Trompeter K, Platen P. Back pain in elite sports: A cross-sectional study on 1114 athletes. *PLoS One*. 2017; 12(6).
480. Peng BG. Pathophysiology, diagnosis, and treatment of discogenic low back pain. *World J Orthop*. 2013; 4(2): 42–52.
481. Derby R, Aprill C, Lee J, Depalma M, Baker R. Comparison of Four Different Analgesic Discogram Protocols Comparing the Incidence of Reported Pain Relief Following Local Anesthetic Injection into Concordantly Painful Lumbar Intervertebral Discs. *Pain Med*. 2012; 13(12): 1547-1553.
482. Konstantinou K, Dunn. Sciatica: review of epidemiological studies and prevalence estimates. *Spine*. 2008; 33(22): 2464-2472.
483. La Touche R, Perez-Fernandez M, Barrera-Marchessi I, Lopez-De-Uralde-Villanueva I, Villafañe JH, Prieto-Aldana M, et al. Psychological and physical factors related to disability in chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2019; 32(4): 603–611.
484. Koç M, Bayar B, Bayar K. A Comparison of Back Pain Functional Scale with Roland Morris Disability Questionnaire, Oswestry Disability Index, and Short Form 36-Health Survey. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2018; 43(12): 877–882.
485. Hanna F, Daas R, El-Shareif T, Al-Marridi H, Al-Rojoub Z, Adegboye O. The Relationship Between Sedentary Behavior, Back Pain, and Psychosocial Correlates Among University Employees. *Front Public Health*. 2019; 7: 80.
486. Schaller A, Dejonghe L, Haastert B, Froboese I. Physical activity and health-related quality of life in chronic low back pain patients: A cross-sectional study Rehabilitation, physical therapy and occupational health. *BMC Musculoskelet Disord*. 2015; 16(1): 1–8.
487. Alsufiany MB, Lohman EB, Daher NS, Gang GR, Shallan AI, Jaber HM. Non-specific chronic low back pain and physical activity: A comparison of postural control and hip muscle isometric strength: A cross-sectional study. *Med (Baltimore)*. 2020; 99(5).
488. Barone B, Hergenroeder A, Perdomo S, Kowalsky R, Delitto A, Jakicic J. Reducing sedentary behaviour to decrease chronic low back pain: the stand back randomised trial. *Occup Environ Med*. 2018; 75(5): 321-327.
489. N/A. Reducing Sedentary Time in Chronic Low Back Pain: Sedentary Intervention Using Motivational Interviewing and Technology. *Case Med Res*. 2020; (2).
490. Park S, Kim G, Kim H, Kim H, Chang B, Lee C. Walking more than 90minutes/week was associated with a lower risk of self-reported low back pain in persons over 50years of age: a cross-sectional study using the Korean National Health and Nutrition Examination Surveys. *Spine J*. 2019; 19(5): 846–852.
491. Hodges P, Barbe M, Loggia M, Nijs J, Stone L. Diverse Role of Biological Plasticity in Low Back Pain and Its Impact on Sensorimotor Control of the Spine. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2019; 49(6): 389-401.

BIBLIOGRAFÍA

492. Jørgensen M, Holtermann A, Gyntelberg F, Suadicani P. Physical fitness as a predictor of herniated lumbar disc disease – a 33-year follow-up in the Copenhagen male study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013; 14(86).
493. Verbrugge J, Agten A, Stevens S, Hansen D, Demoulin C, Eijnde B, et al. Exercise Intensity Matters in Chronic Nonspecific Low Back Pain Rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc.* 2019; 51(12): 2434-2442.
494. Chatzitheodorou D, Kabitsis C, Malliou P, Mougios V. A pilot study of the effects of high-intensity aerobic exercise versus passive interventions on pain, disability, psychological strain, and serum cortisol concentrations in people with chronic low back pain. *Phys Ther.* 2007; 87(3): 304-312.
495. Sutherlin M, Mangum L, Russell S, Saliba S, Hertel J, Hart J. Landing Stiffness Between Individuals With and Without a History of Low Back Pain. *J Sport Rehabil.* 2020; 29(1): 28-36.
496. Lee D, Ham Y, Sung P. Effect of visual input on normalized standing stability in subjects with recurrent low back pain. *Gait Posture.* 2012; 36(3): 580-585.
497. Park D, Park S. Which trunk exercise most effectively activates abdominal muscles? A comparative study of plank and isometric bilateral leg raise exercises. *J B Musculoskelet Rehabil.* 2019; 32(5): 797-802.
498. van Dillen L, Bloom N, Gombatto S, Susco T. Hip rotation range of motion in people with and without low back pain who participate in rotation-related sports. *Phys Ther Sport.* 2008; 9(2): 72-81.
499. Sung P, Kim Y. Kinematic analysis of symmetric axial trunk rotation on dominant hip. *J Rehabil Res Dev.* 2011; 48(8): 1029-1036.
500. Rabin A, Kozol Z, Spitzer E, Finestone A. Weight-bearing ankle dorsiflexion range of motion-can side-to-side symmetry be assumed? *J Athl Train.* 2015; 50(1): 30-35.
501. Sierra-Silvestre E, Torres M, de la Villa P. Effect of leg dominance, gender and age on sensory responses to structural differentiation of straight leg raise test in asymptomatic subjects: a cross-sectional study. *J Man Manip Ther.* 2017; 25(2): 91-97.
502. Boyd B, Villa P. Normal inter-limb differences during the straight leg raise neurodynamic test: a cross sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012; 13: 1-9.
503. Howe L, Bampouras T, North J, Waldron M. Within-Session Reliability for Inter-Limb Asymmetries in Ankle Dorsiflexion Range of Motion Measured During the Weight-Bearing Lunge Test. *Int J Sports Phys Ther.* 2020; 15(1): 64–73.
504. Gribble P, Hertel J, Plisky P. Using the star excursion balance test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: A literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012; 47(3): 339–357.
505. Goto S, Aminaka N, Gribble P. Lower-Extremity Muscle Activity, Kinematics, and Dynamic Postural Control in Individuals With Patellofemoral Pain. *J Sport Rehabil.* 2018; 27(6): 505-512.
506. Rankin G, Stokes M, Newham D. Abdominal muscle size and symmetry in normal subjects. *Muscle Nerve.* 2006; 34(3): 320-326.
507. Springer B, Mielcarek B, Nesfield T, Teyhen D. Relationships among lateral abdominal muscles, gender, body mass index, and hand dominance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006; 36(5): 289-297.
508. Paris-Alemany A, Torres-Palomino A, Marino L, Calvo-Lobo C, Gadea-Mateos L, La Touche R. Comparison of lumbopelvic and dynamic stability between dancers and non-dancers. *Phys Ther Sport.* 2018; 33: 33–39.
509. Hides J, Stanton W, Freke M, Wilson S, McMahon S, Richardson C. MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and without low back pain. *Br J Sports Med.* 2008; 42(10): 809-813.

BIBLIOGRAFÍA

510. Tsuchikane R, Higuchi T, Suga T, Wachi M, Misaki J, Tanaka D, et al. Relationships between Bat Swing Speed and Muscle Thickness and Asymmetry in Collegiate Baseball Players. *Sports (Basel)*. 2017; 5(2): 33.
511. Hoffman DF, Sellon JL, Moore BJ, Smith J. Sonoanatomy and Pathology of the Gluteus Minimus Tendon. *J Ultrasound Med*. 2020; 39(4): 647–657.
512. Skorupska E, Keczer P, Łochowski R, Tomal P, Rychlik M, Samborski W. Reliability of MR-Based Volumetric 3-D Analysis of Pelvic Muscles among Subjects with Low Back with Leg Pain and Healthy Volunteers. *Plos One*. 2016; 11(7): 1-16.
513. Sadeghisani M, Manshadi F, Kalantari K, Rahimi A, Namnik N, Karimi M. Correlation between Hip Rotation Range-of-Motion Impairment and Low Back Pain. A Literature Review. *Ortop, Traumatol, Rehabili*. 2015; 17(5): 455-462.
514. Avman M, Osmotherly P, Snodgrass S, Rivett D. Is there an association between hip range of motion and nonspecific low back pain? A systematic review. *Musculoskelet Sci Pract*. 2019; 42: 38-51.
515. Harris-Hayes M, Sahrman S, van Dillen L. Relationship between the hip and low back pain in athletes who participate in rotation-related sports. *J Sport Rehabil*. 2009; 18(1): 60-75.
516. Vad V, Bhat A, Basrai D, Gebeh A, Aspergren D, Andrews J. Low back pain in professional golfers: the role of associated hip and low back range-of-motion deficits. *Am J Sports Med*. 2004; 32(2): 494-497.
517. Vad V, Gebeh A, Dines D, Altchek D, Norris B. Hip and shoulder internal rotation range of motion deficits in professional tennis players. *J Sci Med Sport*. 2003; 6(1): 71-75.
518. Lephart S, Tsai Y, Sell T, Smoliga J, Myers J, Learman K. A comparison of physical characteristics and swing mechanics between golfers with and without a history of low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010; 40(7): 430-438.
519. Kishi S, Morikita I. Range of motion of hip joints of male university kendo practitioners with lower back pain. *J Phys Ther Sci*. 2009; 21(3): 253-256.
520. Miki H, Sugano N, Hagio K, Nishii T, Kawakami H, Kakimoto A, et al. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *J Biomech*. 2004; 37(4): 443-455.
521. Tak I, Weerink M, Barendrecht M. Judokas with low back pain have lower flexibility of the hip-spine complex: A case-control study. *Physical Ther Sport*. 2020; 45: 30-37.
522. Bodes G, Lluch E, Roussel N, Gallego T, Jiménez V, Pecos D. Pain Neurophysiology Education and Therapeutic Exercise for Patients With Chronic Low Back Pain: A Single-Blind Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil*. 2018; 99(2): 338-347.
523. Valenza M, Rodríguez-Torres J, Cabrera-Martos I, Díaz-Pelegrina A, Aguilar-Ferrández M, Castellote-Caballero Y. Results of a Pilates exercise program in patients with chronic non-specific low back pain: A randomized controlled trial. *Clin Rehabil*. 2017; 31(6): 753-760.
524. Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J*. 2008; 17(9): 1177-1184.
525. Jones S, Henry S, Raasch C, Hitt J, Bunn J. Individuals with non-specific low back pain use a trunk stiffening strategy to maintain upright posture. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012; 22(1): 13-20.
526. Laird R, Gilbert J, Kent P, Keating J. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014; 15: 229.
527. Rahimi A, Arab A, Nourbakhsh M, Hosseini S, Forghany S. Lower limb kinematics in individuals with chronic low back pain during walking. *J Electromyogr Kinesiol*. 2020; 51.

BIBLIOGRAFÍA

528. Hashemirad F, Talebian S, Hatf B, Kahlaee A. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 19(5): 746-753.
529. Colloca C, Hinrichs R. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005; 28(8): 623-631.
530. Brantingham J, Lee G, Shaik J, Globe G. Sagittal plane blockage of the foot, ankle and hallux and foot alignment-prevalence and association with low back pain. *J Chiropr Med.* 2006; 5(4): 123–127.
531. Vadivelan K, Poyyamozi J, Dinesh G, Rajan C. Comparison of active calf muscle stretching versus ankle mobilisation on low back pain and lumbar flexibility in pronated foot subjects. *Int J Community Med Public Health.* 2017; 4(6): 1870-1875.
532. Baumbach S, Braunstein M, Seeliger F, Borgmann L, Böcker W, Polzer H. Ankle dorsiflexion: what is normal? Development of a decision pathway for diagnosing impaired ankle dorsiflexion and M. gastrocnemius tightness. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.* 2016; 136(9): 1203-1211.
533. Konor M, Morton S, Eckerson J, Grindstaff T. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *Int J Sports Phys Ther.* 2012; 7(3): 279–287.
534. Radwan A, Bigney K, Buonomo H, Jarmak M, Moats S, Ross J, et al. Evaluation of intra-subject difference in hamstring flexibility in patients with low back pain: An exploratory study. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2015; 28(1): 61-66.
535. Marshall P, Mannion J, Murphy B. Extensibility of the hamstrings is best explained by mechanical components of muscle contraction, not behavioral measures in individuals with chronic low back pain. *PM R.* 2009; 1(8): 709-718.
536. Hori M, Hasegawa H, Takasaki H. Comparisons of hamstring flexibility between individuals with and without low back pain: systematic review with meta-analysis. *Physiother: Theory Pract.* 2021; 37(5): 559-582;
537. Massoud A, Reza M. Hamstring muscle length and lumbar lordosis in subjects with different lifestyle and work setting: comparison between individuals with and without chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2014; 27(1): 63-70.
538. Raftry S, Marshall P. Does a 'tight' hamstring predict low back pain reporting during prolonged standing? *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22(3): 407-411.
539. Rincón Z, Ramírez C. The relationship between hamstring muscle length and low back pain: A systematic review. *Fisioter.* 2020; 42(3): 124-135.
540. Romero C, Almanzán J, Rodríguez D, Palomo P. Rehabilitative Ultrasound Imaging Features of the Abdominal Wall Muscles in Elite and Amateur Basketball Players. *Appl Sci.* 2018; 8(5): 1-9.
541. Teyhen D, Williamson J, Carlson N, Suttles S, O’Laughlin S, Whittaker J, et al. Ultrasound Characteristics of the Deep Abdominal Muscles During the Active Straight Leg Raise Test. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90(5): 761–767.
542. Sitalertpisan P, Hides J, Stanton W, Paungmali A, Pirunsan U. Multifidus muscle size and symmetry among elite weightlifters. *Phys Ther Sport.* 2012; 13(1): 11–15.
543. Stokes M, Hides J, Elliott J, Kiesel K, Hodges P. Rehabilitative ultrasound imaging of the posterior paraspinal muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37(10): 581-95.
544. Hides J, Stokes M, Saide M, Jull G, Cooper D. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine.* 1994; 19(2): 165-172.
545. Lee S, King-ming C, Lam T, Lam C, Lau N, Wing-lum R, et al. Relationship between low back

BIBLIOGRAFÍA

- pain and lumbar multifidus size at different postures. *Spine*. 2006; 31(19): 2258-2262.
546. Schryver A, Rivaz H, Rizk A, Frenette S, Boily M, Fortin M. Ultrasonography of Lumbar Multifidus Muscle in University American Football Players. *Med Sci Sports Exerc*. 2020; 52(7): 1495-1501.
547. Kjaer P, Bendix T, Sorensen J, Korsholm L, Leboeuf C. Are MRI-defined fat infiltrations in the multifidus muscles associated with low back pain? *BMC Med*. 2007; 5(2).
548. Aboufazeli M, Akbari M, Jamshidi A, Jafarpisheh M. Comparison of Selective Local and Global Muscle Thicknesses in Females with and without Chronic Low Back Pain. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2018; 20(3): 197-204.
549. Skorupska E, Keczmer P, Łochowski R, Tomal P, Rychlik M, Samborski W. Reliability of MR Based Volumetric 3-D Analysis of Pelvic Muscles among Subjects with Low Back with Leg Pain and Healthy Volunteers. *Plos One*. 2016; 11(7): 1-16.
550. Langevin H, Stevens-Tuttle D, Fox J, Badger G, Bouffard N, Krag M, et al. Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord*. 2009; 10: 151.
551. Casato G, Busin R, Stecco C. Role of fasciae in nonspecific low back pain. *Eur J Transl Myol*. 2019; 29(3).
552. Nanikawa W, Miyazaki J. Intra-rater reliability of measurement of abdominal perimuscular connective tissue thickness on ultrasound images. *J Phys Ther Sci*. 2021; 33(1): 32-36.
553. Ganesh G, Chhabra DMK. Efficacy of the star excursion balance test in detecting reach deficits in subjects with chronic low back pain. *Physiother Res Int*. 2015; 20(1): 9-15.
554. Behannah J, Conway R, Fisher J, Osborne N, Steele J. The relationship between balance performance, lumbar extension strength, trunk extension endurance, and pain in participants with chronic low back pain, and those without. *Clin Biomech*. 2018; 53: 22-30.
555. Tsigkanos C, Gaskell L, Smirniotou A, Tsigkanos G. Static and dynamic balance deficiencies in chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016; 29(4): 887-893.
556. della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture*. 2006; 24(3): 349-355.
557. Mok N, Brauer S, Hodges P. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*. 2004; 29(6): 107-112.
558. Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois J, Prado J, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait Posture*. 2009; 29(3): 421-427.
559. Knox M, Chipchase L, Schabrun S, Romero R, Marshall P. Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine J*. 2018; 18(10): 1934-1949.
560. Lomond K, Jacobs J, Hitt J, Desarno M, Bunn J, Henry S. Effects of low back pain stabilization or movement system impairment treatments on voluntary postural adjustments: a randomized controlled trial. *Spine J*. 2015; 15(4): 596-606.
561. Mergner T, Schweigart G, Maurer C, Blümler A. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. *Exp Brain Res*. 2005; 167(4): 535-556.
562. Sung W, Abraham M, Plastaras C, Silfies S. Trunk motor control deficits in acute and subacute low back pain are not associated with pain or fear of movement. *Spine J*. 2015; 15(8): 1772-1882.
563. Abdelraouf O, Abdel-Aziem A. The Relationship Between Core Endurance and Back Dysfunction

BIBLIOGRAFÍA

- in Collegiate Male Athletes With and Without Nonspecific Low Back Pain. *Int J Sports Phys Ther.* 2016; 11(3): 337–444.
564. Amosun S, Gatsi L, Mawere J. Implications for rehabilitation. *South African. J Physiother.* 1995; 51(3).
565. de Oliveira I, Pilz B, Santos R, Vasconcelos R, Mello W, Grossi D. Reference values and reliability for lumbopelvic strength and endurance in asymptomatic subjects. *Brazilian J Phys Ther.* 2018; 22(1): 33-41.
566. Peterson D. Proposed performance standards for the plank for inclusion consideration into the navy's physical readiness test. *Strength Cond J.* 2013; 35(5): 22–26.
567. Kocahan T, Akinoglu B. Determination of the relationship between core endurance and isokinetic muscle strength of elite athletes. *J Exerc Rehabil.* 2018; 14(3): 413–418.
568. McGill S, Belore M, Crosby I, Russell C. Clinical tools to quantify torso flexion endurance: Normative data from student and firefighter populations. *Occup Ergon.* 2010; 9(1): 55-61.
569. Correia J, Oliveira R, Vaz J, Silva L, Pezarat-Correia P. Trunk muscle activation, fatigue and low back pain in tennis players. *J Sci Med Sport.* 2016; 19(4): 311-316.
570. Calatayud J, Casaña J, Martín F, Jakobsen M, Andersen L, Colado J. Electromyographic Effect of Using Different Attentional Foci During the Front Plank Exercise. *Am J Phys Med Rehabil.* 2019; 98(1): 26-29.
571. Pi T, Lee Y, Cho H, Lee K, Hong S, Pyo S. Comparison of trunk muscle activity according to hip abduction angle during plank exercise. *Phys Ther Rehabil Sci.* 2019; 8(3).
572. Kang M, Kim S, Kang M, Yoon S, Oh J. Effects of isometric hip movements on electromyographic activities of the trunk muscles during plank exercises. *J Phys Ther Sci.* 2016; 28(8).
573. Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropr Osteopat.* 2005; 13: 1–8.
574. Critchley D, Pierson Z, Battersby G. Effect of pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and obliquus internus abdominis activity: Pilot randomised trial. *Man Ther.* 2011; 16(2): 183-189.
575. Endleman I, Critchley D. Transversus Abdominis and Obliquus Internus Activity During Pilates Exercises: Measurement With Ultrasound Scanning. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008; 89(11): 2205-2212.
576. Selkow N, Eck M, Rivas S. Transversus Abdominis Activation and Timing Improves Following Core Stability Training: a Randomized Trial. *Sports Phys Ther.* 2017; 12(7): 1048-1056.
577. McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ, Milligan P, Critchley DJ. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech.* 2004; 19(4): 337-342.
578. Marshall P, Romero R, Brooks C. Pain reported during prolonged standing is associated with reduced anticipatory postural adjustments of the deep abdominals. *Exp Brain Res.* 2014; 232: 3515–3524.
579. Massé-Alarie H, Beaulieu L, Preuss R, Schneider C. Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait Posture.* 2015; 41(2): 440-447.
580. Brown S, Ward S, Cook M, Lieber R. Architectural Analysis of Human Abdominal Wall Muscles: Implications for Mechanical Function. *Spine.* 2011; 36(5): 355–362.
581. Willard F, Vleeming A, Schuenke M, Schleip D. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *J Anat.* 2012; 221(6): 507-536.

BIBLIOGRAFÍA

582. Goossens N, Janssens L, S. B. Changes in the Organization of the Secondary Somatosensory Cortex While Processing Lumbar Proprioception and the Relationship With Sensorimotor Control in Low Back Pain. *Clin J Pain*. 2019; 35(5): 394-406.
583. Pelletier R, Higgins J, Bourbonnais D. Addressing neuroplastic changes in distributed areas of the nervous system associated with chronic musculoskeletal disorders. *Phys Ther*. 2015; 95(11).
584. Massé-Alarie H, Schneider C. [Cerebral reorganization in chronic low back pain and neurostimulation to improve motor control]. *Neurophysiol Clin*. 11; 41(2): 51-60.
585. de Santana L, do Nascimento P, Lima T, Lopes A, Araujo A, de Azevedo F, et al. Electromyographic analysis of the vertebral extensor muscles during the Biering-Sorensen Test. *Motriz: Rev Ed Fis*. 2014; 20(1): 112-119.
586. Coorevits P, Danneels L, Ramon H, Cambier D, Vanderstraeten G. Statistical modelling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005; 15(5): 444-451.
587. Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Vanderstraeten G. Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18(6): 997-1005.
588. Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson B. EMG gluteus medius and gluteus maximus. *International J Sports Phys Ther*. 2011; 6(3): 206-223.
589. Bishop B, Greenstein J, Etnoyer-Slaski J, Sterling H, Topp R. Electromyographic Analysis of Gluteus Maximus, Gluteus Medius, and Tensor Fascia Latae During Therapeutic Exercises With and Without Elastic Resistance. *Int J Sports Phys Ther*. 2018; 13(4): 668-675.
590. Youdas J, Hartman J, Murphy B, Rundle A, Ugorowski J, Hollman J. Electromyographic analysis of gluteus maximus and hamstring activity during the supine resisted hip extension exercise versus supine unilateral bridge to neutral. *Physiother Theory Pract*. 2017; 33(2): 124-130.
591. Bhanot K, Kaur N, Brody L, Bridges J, Berry D, Ode J. Hip and Trunk Muscle Activity During the Star Excursion Balance Test in Healthy Adults. *J Sport Rehabil*. 2019; 28(7): 682-691.
592. Pourahmadi M, Asadi M, Dommerholt J, Yeganeh A. Changes in the macroscopic morphology of hip muscles in low back pain. *J Anat*. 2020; 236(1): 3-20.
593. Ekstrom R, Donatelli R, Carp K. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007; 37(12): 754-762.
594. Earl JE. Gluteus medius activity during 3 variations of single leg stance. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004; 14(1): 1-11.
595. Nelson-Wong E, Callaghan J. Changes in muscle activation patterns and subjective low back pain ratings during prolonged standing in response to an exercise intervention. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20(6): 1125-1133.
596. Nelson-Wong E, Callaghan J. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010; 20(2): 256-263.
597. Nelson-Wong E, Callaghan J. Transient low back pain development during standing predicts future clinical low back pain in previously asymptomatic individuals. *Spine*. 2014; 39(6): 379-383.
598. Nelson-Wong E, Gregory D, Winter D, Callaghan J. Gluteus medius muscle activation patterns as a predictor of low back pain during standing. *Clin Biomech*. 2008; 23(5): 545-553.
599. Wall-Scheffler C, Chumanov E, Steudel-Numbers K, Heiderscheid B. Electromyography activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *Am J Phys Anthropol*. 2010; 43(4): 601-611.

BIBLIOGRAFÍA

600. Cooper N, Scavo K, Strickland K, Tipayamongkol N, Nicholson J, Bewyer D, et al. Prevalence of gluteus medius weakness in people with chronic low back pain compared to healthy controls. *Eur Spine J.* 2016; 25(4):1258–65.
601. Sadler S, Spink M, Chuter V. Reliability of surface electromyography for the gluteus medius muscle during gait in people with and without chronic nonspecific low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2020;54:1024-1057.
602. Semciw A, Neate R, Pizzari T. Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016; 30: 98–110.
603. Bussey M, Kennedy J, Kennedy G. Gluteus medius coactivation response in field hockey players with and without low back pain. *Phys Ther Sport.* 2016; 17: 24–29.
604. Schulz SS, Lenz K, Buttner-Janz K. Severe back pain in elite athletes: a cross-sectional study on 929 top athletes of Germany. *Eur Spine J.* 2016; 25(4): 1204–1210.

ANEXO 1. DECLARACIÓN STROBE: LISTA DE PUNTOS ESENCIALES

Sección	Punto	Recomendación	Página
Título y resumen	1	(a) Indique, en el título o en el resumen, el diseño del estudio con un término habitual.	1
		(b) Proporcione en el resumen una sinopsis informativa y equilibrada de lo que se ha hecho y lo que se ha encontrado.	20

Sección	Punto	Recomendación	Página
Introducción			
Contexto/fundamentos	2	Explique las razones y el fundamento científicos de la investigación que se comunica.	29 - 83
Objetivos	3	Indique los objetivos específicos, incluida cualquier hipótesis preespecificada.	90

Sección	Punto	Recomendación	Página
Métodos			
Diseño del estudio	4	Presente al principio del documento los elementos clave del diseño del estudio.	94
Contexto	5	Describa el marco, los lugares y las fechas relevantes, incluido los períodos de reclutamiento, exposición, seguimiento y recogida de datos.	94
Participantes	6	Estudios de casos y controles: proporcione los criterios de elegibilidad así como las fuentes y el proceso diagnóstico de los casos y el de selección de los controles. Proporcione las razones para la elección de casos y controles.	94
Variables	7	Defina claramente todas las variables: de respuesta, exposiciones, predictoras, confusoras y modificadoras del efecto. Si procede, proporcione los criterios diagnósticos.	95
Fuentes de datos /medidas	8	Para cada variable de interés, proporcione las fuentes de datos y los detalles de los métodos de valoración (medida). Si hubiera más de un grupo, especifique la comparabilidad de los procesos de medida.	96
Sesgos	9	Especifique todas las medidas adoptadas para afrontar fuentes potenciales de sesgo.	114
Tamaño muestral	10	Explique cómo se determinó el tamaño muestral.	95
Variables cuantitativas	11	Explique cómo se trataron las variables cuantitativas en el análisis. Si procede, explique qué grupos se definieron y por qué.	114
Métodos estadísticos	12	(a) Especifique todos los métodos estadísticos, incluidos los empleados para controlar los factores de confusión. (b) Especifique todos los métodos utilizados para analizar subgrupos e interacciones. (c) Explique el tratamiento de los datos ausentes (missing data). (d) Estudios de casos y controles: si procede, explique cómo se aparearon casos y controles. (e) Describa los análisis de sensibilidad.	115

Sección	Punto	Recomendación	Página
Resultados			
Participantes	13	(a) Describa el número de participantes en cada fase del estudio; por ejemplo: cifras de los participantes potencialmente elegibles, los analizados para ser incluidos, los confirmados elegibles, los incluidos en el estudio, los que tuvieron un seguimiento completo y los analizados. (b) Describa las razones de la pérdida de participantes en cada fase. (c) Considere el uso de un diagrama de flujo.	94
Datos descriptivos	14	(a) Describa las características de los participantes en el estudio (p. ej., demográficas, clínicas, sociales) y la información sobre las exposiciones y los posibles factores de confusión. (b) Indique el número de participantes con datos ausentes en cada variable de interés.	96
Datos de las variables de resultado	15	Estudios de casos y controles: describa el número de participantes en cada categoría de exposición, o bien proporcione medidas resumen de exposición.	96
Resultados principales	16	(a) Proporcione estimaciones no ajustadas y, si procede, ajustadas por factores de confusión, así como su precisión (p. ej., intervalos de confianza del 95%). Especifique los factores de confusión por los que se ajusta y las razones para incluirlos. (b) Si categoriza variables continuas, describa los límites de los intervalos. (c) Si fuera pertinente, valore acompañar las estimaciones del riesgo relativo con estimaciones del riesgo absoluto para un período de tiempo relevante	118

Sección	Punto	Recomendación	Página
Otros análisis	17	Describa otros análisis efectuados (de subgrupos, interacciones o sensibilidad).	N.P

N.P: no procede

Sección	Punto	Recomendación	Página
Discusión			
Resultados clave	18	Resuma los resultados principales de los objetivos del estudio.	144 - 179
Limitaciones	19	Discuta las limitaciones del estudio, teniendo en cuenta posibles fuentes de sesgo o de imprecisión. Razone tanto sobre la dirección como sobre la magnitud de cualquier posible sesgo.	180
Interpretación	20	Proporcione una interpretación global prudente de los resultados considerando objetivos, limitaciones, multiplicidad de análisis, resultados de estudios similares y otras pruebas empíricas relevantes.	185
Generalidad	21	Discuta la posibilidad de generalizar los resultados (validez externa).	185

Sección	Punto	Recomendación	Página
Otra información			
Financiación	22	Especifique la financiación y el papel de los patrocinadores del estudio y, si procede, del estudio previo en el que se basa el presente artículo.	183

ANEXO 2. AUTORIZACIÓN DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA



Hospital Clínico San Carlos

Comunidad de Madrid

Dictamen Protocolo Favorable

C.I. 19/044-E_Tesis

19 de febrero de 2019

CEIC Hospital Clínico San Carlos

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

CERTIFICA

Que el CEIC Hospital Clínico San Carlos en su reunión del día 30/01/2019, acta 1.2/19 ha evaluado la propuesta la Tesis Doctoral:

Título: *RELACIÓN ENTRE EL GLÚTEO MEDIO, EL MULTÍFIDO LUMBAR Y LA MUSCULATURA ABDOMINAL CON PRUEBAS FUNCIONALES EN DEPORTISTAS NO PROFESIONALES CON HERNIA DISCAL LUMBAR*

Código Interno: 19/044-E_Tesis

Doctorando: Diego Miñambres Martín.

Tutores: Dra. Patricia Martín Casas y Dr. Gustavo Plaza Manzano

Que en este estudio:

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

Es por ello que el Comité **informa favorablemente** sobre la realización de dicha Tesis.

Lo que firmo en Madrid, a 19 de febrero de 2019

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

ANEXO 3. ANUNCIO RECLUTAMIENTO DE CANDIDATOS



¿Haces **más de tres horas de deporte** no profesional a la semana?
¿Tienes **dolor lumbar**?
Además... ¿tienes una **hernia discal lumbar**?

¡ESTE ESTUDIO TE INTERESA!

El objetivo de esta **tesis doctoral** es saber como está tu musculatura, tu fuerza, tu flexibilidad y tu equilibrio.

Para ello, haremos **ecografía de la musculatura** del abdomen, lumbar y cadera y varios **test de fuerza, equilibrio y flexibilidad** para medir objetivamente tu estado de salud.

Ven a vernos, participando en el estudio **y te ayudaremos a mejorar tu dolor!!**

 UNIVERSIDAD
COMPLUTENSE
MADRID

Inscripciones:
dminambr@ucm.es

ANEXO 4. HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE

HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE

TÍTULO DEL ESTUDIO: EVALUACIÓN ECOGRÁFICA Y FUNCIONAL DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA EN DEPORTISTAS CON HERNIA DISCAL LUMBAR: ESTUDIO DE CASOS Y CONTROLES

INVESTIGADORES PRINCIPALES:

IP: Diego Miñambres Martín, Universidad Complutense de Madrid, Plaza Ramón y Cajal, s/n, 28040 - MADRID, Madrid, email dminambr@ucm.es.

IP: Dr. Gustavo Plaza Manzano, Universidad Complutense de Madrid, Plaza Ramón y Cajal, s/n, 28040 - MADRID, Madrid, email gusplaza@ucm.es.

IP: Dra. Patricia Martín Casas, Universidad Complutense de Madrid, Plaza Ramón y Cajal, s/n, 28040 - MADRID, Madrid, email pmcasas@enf.ucm.es.

CENTRO: Universidad Complutense de Madrid, Departamento de Radiología, Rehabilitación y Fisioterapia. Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología. Tlf.: 913947273/74.

introducción: Nos dirigimos a usted para informarle sobre un estudio de investigación en el que se invita a participar. El estudio ha sido aprobado por el Comité Ético de Investigación Clínica correspondiente y no necesita la aprobación de la Agencia Española del Medicamento y Productos Sanitarios, ya que no se va a hacer uso de medicamentos.

Nuestra intención es tan solo que usted reciba la información correcta y suficiente para que pueda evaluar y juzgar si quiere o no, participar en este estudio. Para ello **lea esta hoja informativa con atención y nosotros le aclararemos las dudas que le puedan surgir después de su lectura.** Además, puede consultar con las personas que considere oportuno antes de dar su consentimiento.

PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA: Debe saber que la participación en este estudio es voluntaria y que puede decidir no participar o cambiar su decisión y retirar el consentimiento en cualquier momento, sin que por ello se altere la relación con su médico y/o fisioterapeuta ni se produzca perjuicio alguno en su tratamiento.

DESCRIPCIÓN GENERAL DEL ESTUDIO: Le pedimos que participe en un estudio que ha sido diseñado para averiguar si existe relación entre las secciones transversales (grosor), a través de ecografía RUSI, de la musculatura abdominal, musculatura lumbares y de la cadera con los resultados de los test funcionales para determinar su relevancia en pacientes con dolor lumbar y/o ciatalgia y hernia discal lumbar en deportistas no-profesionales.

Los objetivos secundarios del estudio serán conocer si existe relación entre los resultados de las mediciones ecográficas y los test funcionales con el resultado de los cuestionarios de discapacidad, la cantidad de dolor y su localización, así como determinar la relevancia, en función de los resultados de las mediciones ecográficas y test de la presencia o no de una hernia discal lumbar.

Los test funcionales son métodos de evaluación sencillos, económicos y que aportan datos interesantes e interpretables a tiempo real, para la prevención de los factores de riesgo. Son pruebas dinámicas, donde el control postural y el equilibrio del participante se ponen a prueba, y por lo tanto imita mejor las demandas de la actividad física que las pruebas estáticas.

Por otro lado, fisioterapeutas y otros profesionales el mundo de la Salud han desarrollado un sistema de exploración basado en el uso del ecógrafo como método de Evidencia Clínica para valorar el trastorno que sufre el paciente. El Acrónimo RUSI significa, *Rehabilitative Ultrasound Imaging*, es decir, Imagen de Ultrasonidos en Rehabilitación.

Este método valora la morfología y la funcionalidad del tejido musculo esquelético para dar respuesta a la sintomatología que refiere el paciente sin hacer hipótesis.

En el día del estudio, se le realizará una entrevista personal, en la que tendrá que rellenar unos cuestionarios y en la se le pedirá que lleve a cabo varios tests funcionales. También

ese día, el investigador le realizará la evaluación ecográfica de la zona abdominal, lumbar y de la cadera.

La valoración se realizará en única sesión que durará aproximadamente 50 min.

Tras la valoración, el fisioterapeuta les informará de los resultados de la misma y de las recomendaciones pertinentes en base al conocimiento científico actual.

Los resultados del estudio pueden exponerse en medios de difusión científica tales como revistas o congresos, sin revelar en ningún caso datos personales de su hijo/a ni permitir su identificación. **Toda la información referente a su caso y a su participación en el estudio será confidencial.**

Ni participantes ni los investigadores recibirán compensación económica alguna por su participación o realización del estudio.

Durante el desarrollo del estudio, no se realizará ninguna modificación de ningún tratamiento ya pautado.

El estudio está siendo desarrollado por profesores y profesionales vinculados a la Universidad Complutense de Madrid. Si tiene alguna duda con respecto a este estudio, puede consultarla con el personal sanitario que le ha entregado esta hoja de información o **dirigirse directamente al responsable de su coordinación:** Diego Miñambres Martín al número de teléfono 675 887 126 o bien escribiendo a dminambr@ucm.es

BENEFICIOS Y RIESGOS DERIVADOS DE SU PARTICIPACIÓN EN EL ESTUDIO:

La participación en el estudio no supone un beneficio directo para el menor pero sí para la comunidad científica y para la sociedad en general.

La participación en el estudio no supone ningún riesgo, dado que no se llevará a cabo ninguna intervención ni se le solicitará modificar su tratamiento o rutinas habituales.

CONFIDENCIALIDAD: El tratamiento, la comunicación y la cesión de los datos de carácter personal de todos los sujetos participantes se ajustará en aras a dar cumplimiento al Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 27 de abril de 2016 (en adelante, RGPD), y siguiendo las Recomendaciones emitidas por la Agencia Española de Protección de Datos (AEPD). De acuerdo a lo que establece la legislación

mencionada, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos, para lo cual deberá dirigirse a su fisioterapeuta del estudio.

Los datos recogidos para el estudio estarán identificados mediante un código y solo su fisioterapeuta del estudio/colaboradores podrá relacionar dichos datos con usted.

Por lo tanto, su identidad no será revelada a persona alguna salvo requerimiento legal. Ningún dato de carácter personal se transmitirá a terceros. Se preservará en todo momento la identidad del menor y no podrá ser reconocido en las grabaciones.

El acceso a su información personal quedará restringido al fisioterapeuta del estudio/colaboradores, autoridades sanitarias, al Comité Ético de Investigación Clínica y personal autorizado por el promotor, cuando lo precisen para comprobar los datos y procedimientos del estudio, pero siempre manteniendo la confidencialidad de los mismos de acuerdo a la legislación vigente.

OTRA INFORMACIÓN RELEVANTE:

Si usted decide retirar el consentimiento para participar en este estudio, ningún dato nuevo será añadido a la base de datos y, puede exigir la eliminación de los datos registrados previamente.

También debe saber que puede ser excluido del estudio si el promotor o los investigadores del estudio lo consideran oportuno. En cualquiera de los casos, usted recibirá una explicación adecuada del motivo que ha ocasionado su retirada del estudio.

Al firmar la hoja de consentimiento adjunta, se compromete a cumplir con los procedimientos del estudio que se le han expuesto.

ANEXO 5. CONSENTIMIENTO INFORMADO AL PACIENTE

CONSENTIMIENTO INFORMADO DEL PARTICIPANTE

Título del proyecto de investigación:

EVALUACIÓN ECOGRÁFICA Y FUNCIONAL DE LA REGIÓN LUMBOPÉLVICA EN DEPORTISTAS CON HERNIA DISCAL LUMBAR: ESTUDIO DE CASOS Y CONTROLES

El voluntario tiene que leer y contestar las preguntas siguientes con atención:

(Debe rodear con un círculo la respuesta que se considere correcta)

¿Ha leído toda la información que se le ha facilitado sobre este proyecto? SI / NO

¿Ha tenido la oportunidad de preguntar y comentar cuestiones sobre el proyecto? SI / NO

¿Ha recibido la suficiente información sobre este proyecto? SI / NO

¿Ha recibido respuestas satisfactorias a todas las preguntas? SI / NO

¿Qué investigador le ha hablado de este proyecto?

(nombre y apellidos)

¿Ha comprendido que usted es libre de abandonar este proyecto sin que esta decisión pueda ocasionarle ningún perjuicio? SI / NO

En cualquier momento SI / NO

Sin dar ninguna razón SI / NO

¿Ha comprendido los posibles riesgos asociados a su participación en este proyecto? SI / NO

¿Está de acuerdo en participar? SI / NO

¿Recibirá algún tipo de compensación para participar? SI / NO

ANEXOS

Firma

Fecha.....

.....

Nombre y apellidos del voluntario:

.....

En el caso que más adelante usted quiera hacer alguna pregunta o comentario sobre este proyecto, o bien si quiere revocar su participación en el mismo, por favor contacte con:

Diego Miñambres Martin

.....

E-mail de contacto: ...**dminambr@ucm.es**

Teléfono/s de contacto: **675887126**

ANEXO 6. HOJA DE RECOGIDA DE CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS Y CLÍNICAS DE LOS PARTICIPANTES.

CODIGO PACIENTE	
PACIENTE	
FECHA RECOGIDA DATOS	
Características sociodemográficas	
Sexo (hombre / mujer)	
Edad (años)	
Peso (kg)	
Altura (cm)	
BMI (Kg/m ²)	
Fumador (si / no)	
Nº cigarros día (unidades)	
Deporte	
Lado dominante (marcar la correcta)	
Profesión (estática/dinámica)	
Características clínicas	
Dolor lumbar (marcar la correcta)	
Fecha último episodio dolor lumbar	
Nº episodios últimos 12 meses	
Ciática (marcar la correcta)	
Fecha último episodio	
Nº ciáticas últimos 12 meses	
Hernia discal por RM (marcar la correcta)	
Nivel hernia L4 – L5 (marcar la correcta)	
Nivel hernia L5 – S1 (marcar la correcta)	
Lateralidad izquierda (marcar la correcta)	
Lateralidad derecha (marcar la correcta)	
Dolor en región lumbar (EVA 0-10)	
Dolor en la pierna (EVA 0-10)	

ANEXO 7. HOJA DE RECOGIDA VARIABLES DEL ESTUDIO

CUESTIONARIOS DE SALUD	
Índice de Owestry (escala 0 – 100%)	
Índice de Roland Morris (escala 0 -24)	
Cuestionario mundial sobre actividad física (GPAQ)	
Actividad intensa en el trabajo	
Nº días	
Nº horas cada día	
Actividad moderada en el trabajo	
Nº días	
Nº horas cada día	
Desplazamientos de mas de 10 minutos	
Nº días	
Nº horas cada día	
Actividad intensa en el deporte	
Nº días	
Nº horas cada día	
Actividad moderada en el deporte	
Nº días	
Nº horas cada día	
COMPORTAMIENTO SEDENTARIO	

PRUEBAS DE FLEXIBILIDAD	
Rotación externa de cadera I (grados)	
Rotación interna de cadera I (grados)	
Rotación externa de cadera D (grados)	
Rotación interna de cadera D (grados)	
Elevación pierna recta I (grados)	
Elevación pierna recta D (grados)	
Flexión dorsal tobillo I en carga (grados)	
Flexión dorsal tobillo D en carga (grados)	
Prueba dedos-suelo (cm)	

PRUEBA DE EQUILIBRIO	
Y - Balance test I	
A (cm)	
PL (cm)	
PM (cm)	
Y - Balance test D	
A (cm)	
PL (cm)	
PM (cm)	
DIFERENCIA ENTRE SUMA TOTAL I / D	

PRUEBAS DE FUERZA	
Plancha frontal (segundos)	
Plancha lateral I (segundos)	
Plancha lateral D (segundos)	
Modificada de Biering-Sorensen (segundos)	

VALORACIÓN ECOGRÁFICA EN REPOSO (ABDOMEN)	
Recto anterior DERECHO (cm)	
Recto anterior lado IZQUIERDO (cm)	
Oblicuo externo DERECHO (cm)	
Oblicuo externo lado IZQUIERDO (cm)	
Oblicuo interno DERECHO (cm)	
Oblicuo interno lado IZQUIERDO (cm)	
Transverso profundo DERECHO (cm)	
Transverso profundo lado IZQUIERDO (cm)	

VALORACIÓN ECOGRÁFICA EN REPOSO (LUMBAR)	
Multífidos lumbares L4- L5 DERECHO (cm ²)	
Multífidos lumbares L4- L5 IZQUIERDO (cm ²)	
Multífidos lumbares L5 - S1 DERECHO (cm ²)	
Multífidos lumbares L5 - S1 IZQUIERDO (cm ²)	

VALORACIÓN ECOGRÁFICA EN REPOSO (CADERA)	
Glúteo medio DERECHO (cm)	
Glúteo medio IZQUIERDO (cm)	
Glúteo MENOR DERECHO (cm)	
Glúteo MENOR IZQUIERDO (cm)	

VALORACIÓN ECOGRÁFICA ACTIVA (ABDOMEN)	
Elevación activa de la pierna recta	
Oblicuo externo DERECHO (cm)	
Oblicuo externo IZQUIERDO (cm)	
Oblicuo interno DERECHO (cm)	
Oblicuo interno IZQUIERDO (cm)	
Transverso profundo DERECHO (cm)	
Transverso profundo IZQUIERDO (cm)	
VALORACIÓN ECOGRÁFICA ACTIVA (LUMBAR)	
Elevación del brazo contralateral	
Multífidos lumbares L4- L5 DERECHO (cm ²)	
Multífidos lumbares L4- L5 IZQUIERDO (cm ²)	
Multífidos lumbares L5 - S1 DERECHO (cm ²)	
Multífidos lumbares L5 - S1 IZQUIERDO (cm ²)	
VALORACIÓN ECOGRÁFICA ACTIVA (CADERA)	
Elevación pierna en decubito lateral	
Glúteo medio DERECHO (cm)	
Glúteo medio IZQUIERDO (cm)	
Glúteo MENOR DERECHO (cm)	
Glúteo MENOR lado IZQUIERDO (cm)	

VALORACIÓN ECOGRÁFICA TCPM	
Distancia entre rectos	
LADO DERECHO	
PMCT PIEL / RA	
PMCT RA / VISCERA	
TOTAL PMCT ANTERIOR	
PMCT PIEL/OE	
PMCT OE/OI	
PMCT OI/TR	
PMCT TR/VISCERA	
TOTAL PMCT LATERAL	
LADO IZQUIERDO	
PMCT PIEL / RA	
PMCT RA / VISCERA	
TOTAL PMCT ANTERIOR	
PMCT PIEL/OE	
PMCT OE/OI	
PMCT OI/TR	
PMCT TR/VISCERA	
TOTAL PMCT LATERAL	

ANEXO 8. ÍNDICE DE DISCAPACIDAD DE OSWESTRY

CUESTIONARIO DE OSWESTRY SOBRE LA DISCAPACIDAD ASOCIADA AL DOLOR LUMBAR

ÍNDICE DE DISCAPACIDAD DE OSWESTRY

Le agradecemos que llene el cuestionario. Está diseñado para que nos cuente cómo afecta el dolor de espalda su capacidad de funcionar en la vida diaria.

Tengo “dolor crónico” o dolor que me ha molestado durante 3 meses o más:

- Sí
- No

Marque una de las siguientes opciones:

- Antes de la cirugía
- 3 meses después de la cirugía
- 1 año después de la cirugía
- 6 semanas después de la cirugía
- 6 meses después de la cirugía
- 2 años después de la cirugía

Elija la opción que corresponda a usted en este momento para responder cada sección a continuación. (Es posible que sienta que más de una afirmación se relaciona con usted en este momento, pero es muy importante que usted seleccione solo una opción que mejor describa su problema en este momento).

Sección 1: Intensidad del dolor

- Puedo tolerar el dolor que tengo sin usar analgésicos. [0 puntos]
- Tengo mucho dolor, pero lo puedo controlar sin tomar analgésicos. [1 punto]
- Los analgésicos alivian por completo el dolor. [2 puntos]
- Los analgésicos alivian moderadamente el dolor. [3 puntos]
- Los analgésicos alivian muy poco el dolor. [4 puntos]
- Los analgésicos no tienen efecto en el dolor y no los uso. [5 puntos]

ANEXOS

Sección 2: Cuidado personal

- Puedo cuidarme normalmente sin sentir más dolor. [0 puntos]
- Puedo cuidarme normalmente, pero sí siento más dolor. [1 punto]
- Es doloroso cuidarme a mí mismo, soy lento y cuidadoso. [2 puntos]
- Necesito algo de ayuda, pero puedo manejar la mayor parte de mi cuidado personal. [3 puntos]
- Necesito ayuda todos los días en la mayoría de los aspectos de mi autocuidado. [4 puntos]
- No me puedo vestir, me lavo con dificultad y permanezco en cama. [5 puntos]

Sección 3: Levantar

- Puedo levantar objetos pesados sin sentir más dolor. [0 puntos]
- Puedo levantar mucho peso, pero sí siento más dolor. [1 punto]
- El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo manipularlos si están bien ubicados, por ejemplo, sobre una mesa. [2 puntos]
- El dolor me impide levantar objetos pesados, pero puedo manipular objetos de poco peso o peso moderado si están bien ubicados. [3 puntos]
- Solo puedo levantar objetos muy livianos. [4 puntos]
- No puedo levantar o trasladar nada. [5 puntos]

Sección 4: Caminar

- El dolor no me impide caminar cualquier distancia. [0 puntos]
- El dolor me impide caminar más de 1 milla. [1 punto]
- El dolor me impide caminar más de 0.5 milla. [2 puntos]
- El dolor me impide caminar más de 0.25 milla. [3 puntos]
- Solo puedo caminar usando un bastón o muletas. [4 puntos]
- Permanezco en cama la mayor parte del tiempo y tengo que arrastrarme para ir al baño. [5 puntos]

ANEXOS

Sección 5: Sentarse

- Me puedo sentar en cualquier silla todo el tiempo que quiera. [0 puntos]
- Solo en mi silla favorita me puedo sentar todo el tiempo que quiera. [1 punto]
- El dolor me impide sentarme más de 1 hora. [2 puntos]
- El dolor me impide sentarme más de 0,5 hora. [3 puntos]
- El dolor me impide sentarme más de 10 minutos. [4 puntos]
- El dolor me impide sentarme del todo. [5 puntos]

Sección 6: Estar de pie

- Puedo permanecer de pie todo el tiempo que quiera sin sentir más dolor. [0 puntos]
- Puedo permanecer de pie todo el tiempo que quiero, pero sí siento más dolor. [1 punto]
- El dolor me impide permanecer de pie por más de 1 hora. [2 puntos]
- El dolor me impide permanecer de pie por más de 30 minutos. [3 puntos]
- El dolor me impide permanecer de pie por más de 10 minutos. [4 puntos]
- El dolor me impide permanecer de pie del todo. [5 puntos]

Sección 7: Sueño

- El dolor no me impide dormir bien. [0 puntos]
- Puedo dormir solo cuando tomo tabletas. [1 punto]
- Aunque tome tabletas, duermo menos de 6 horas. [2 puntos]
- Aunque tome tabletas, duermo menos de 4 horas. [3 puntos]
- Aunque tome tabletas, duermo menos de 2 horas. [4 puntos]
- El dolor me impide dormir del todo. [5 puntos]

ANEXOS

Sección 8: Vida sexual

- Mi vida sexual es normal y no siento más dolor. [0 puntos]
- Mi vida sexual es normal, pero sí siento más dolor. [1 punto]
- Mi vida sexual es bastante normal, pero me produce mucho dolor. [2 puntos]
- Mi vida sexual está restringida en forma importante por el dolor. [3 puntos]
- Casi no tengo vida sexual debido al dolor. [4 puntos]
- El dolor me impide tener vida sexual por completo. [5 puntos]

Sección 9: Vida social

- Mi vida social es normal y no me produce más dolor. [0 puntos]
- Mi vida social es normal, pero aumenta el grado de dolor. [1 punto]
- El dolor no tiene un efecto significativo en mi vida social aparte de limitar mis intereses que requieren más energía, como bailar. [2 puntos]
- El dolor ha restringido mi vida social y no salgo con mucha frecuencia. [3 puntos]
- El dolor ha restringido mi vida social a mi casa. [4 puntos]
- No tengo vida social debido al dolor. [5 puntos]

Sección 10: Viajar

- Puedo viajar a cualquier lugar sin sentir más dolor. [0 puntos]
- Puedo viajar a cualquier lugar, pero sí siento más dolor. [1 punto]
- El dolor es fuerte, pero puedo hacer viajes de más de 2 horas. [2 puntos]
- El dolor me limita a viajes de menos de 1 hora. [3 puntos]
- El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de 30 minutos. [4 puntos]
- El dolor me impide viajar, excepto para ir al médico o al hospital. [5 puntos]

ANEXO 9. CUESTIONARIO DE DISCAPACIDAD LUMBAR ROLAND-MORRIS

Cuestionario de Roland-Morris sobre discapacidad

Cuando duele la espalda, es posible que encuentre difícil hacer algunas de las cosas que hace normalmente.

Esta lista contiene oraciones que las personas usan para describir lo que sienten cuando tienen dolor de espalda. A medida que las lea, es posible que algunas sobresalgan porque lo describen a usted *hoy*.

Mientras lee la lista, piense en usted *hoy*. Cuando lea una oración que lo describa hoy, marque la casilla correspondiente. Si la oración no lo describe, entonces deje el espacio en blanco y continúe con la que sigue. Recuerde marcar solo la casilla de la oración si está seguro de que lo describe hoy.

- 1. Me quedo en casa la mayor parte del tiempo, debido a mi espalda.
- 2. Cambio de posición frecuentemente para tratar de ubicar mi espalda en una posición cómoda.
- 3. Camino más lento de lo habitual, debido a mi espalda.
- 4. Debido a mi espalda, no hago ninguno de los trabajos que hacía habitualmente en la casa.
- 5. Debido a mi espalda, uso un pasamanos para subir las escaleras.
- 6. Debido a mi espalda, me recuesto a descansar más a menudo.
- 7. Debido a mi espalda, tengo que sujetarme de algo para pararme de un sillón.
- 8. Debido a mi espalda, trato de que otras personas me hagan las cosas.
- 9. Me visto más lento de lo habitual, debido a mi espalda.
- 10. Permanezco de pie solo por períodos cortos, debido a mi espalda.
- 11. Debido a mi espalda, trato de no agacharme o arrodillarme.

ANEXOS

- 12. Encuentro difícil pararme de una silla, debido a mi espalda.
- 13. Me duele la espalda casi todo el tiempo.
- 14. Encuentro difícil darme vuelta en la cama, debido a mi espalda.
- 15. No tengo buen apetito debido al dolor de espalda.
- 16. Tengo problemas para ponerme los calcetines (o medias) debido al dolor de espalda.
- 17. Solo camino distancias cortas, debido a mi espalda.
- 18. No duermo bien, debido a mi espalda.
- 19. Debido al dolor de espalda, me visto con ayuda de otras personas.
- 20. Paso sentado la mayor parte del día, debido a mi espalda.
- 21. Evito los trabajos pesados en la casa, debido a mi espalda.
- 22. Debido a mi espalda, estoy más irritable y malhumorado de lo habitual con las personas.
- 23. Debido a mi espalda, subo las escaleras más lentamente de lo habitual.
- 24. Me quedo acostado la mayor parte del tiempo, debido a mi espalda.

ANEXO 10. CUESTIONARIO MUNDIAL SOBRE ACTIVIDAD FÍSICA

Actividad física
A continuación voy a preguntarle por el tiempo que pasa realizando diferentes tipos de actividad física. Le ruego que intente contestar a las preguntas aunque no se considere una persona activa.
Piense primero en el tiempo que pasa en el trabajo, que se trate de un empleo remunerado o no, de estudiar, de mantener su casa, de cosechar, de pescar, de cazar o de buscar trabajo <i>[inserte otros ejemplos si es necesario]</i> . En estas preguntas, las "actividades físicas intensas" se refieren a aquellas que implican un esfuerzo físico importante y que causan una gran aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco. Por otra parte, las "actividades físicas de intensidad moderada" son aquellas que implican un esfuerzo físico moderado y causan una ligera aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco.

Pregunta	Respuesta	Código	
En el trabajo			
49	¿Exige su trabajo una actividad física intensa que implica una aceleración importante de la respiración o del ritmo cardíaco, como <i>[levantar pesos, cavar o trabajos de construcción]</i> durante al menos 10 minutos consecutivos? <i>(INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)</i>	<p>Si 1</p> <p>No 2 Si No, Saltar a P 4</p>	P1
50	En una semana típica, ¿cuántos días realiza usted actividades físicas intensas en su trabajo?	Número de días <input type="text"/>	P2
51	En uno de esos días en los que realiza actividades físicas intensas, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?	Horas : minutos <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P3 (a-b)
52	¿Exige su trabajo una actividad de intensidad moderada que implica una ligera aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco, como caminar deprisa <i>[o transportar pesos ligeros]</i> durante al menos 10 minutos consecutivos? <i>(INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)</i>	<p>Si 1</p> <p>No 2 Si No, Saltar a P7</p>	P4
53	En una semana típica, ¿cuántos días realiza usted actividades de intensidad moderada en su trabajo?	Número de días <input type="text"/>	P5
54	En uno de esos días en los que realiza actividades físicas de intensidad moderada, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?	Horas : minutos <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P6 (a-b)

Para desplazarse			
En las siguientes preguntas, dejaremos de lado las actividades físicas en el trabajo, de las que ya hemos tratado. Ahora me gustaría saber cómo se desplaza de un sitio a otro. Por ejemplo, cómo va al trabajo, de compras, al mercado, al lugar de culto <i>[insertar otros ejemplos si es necesario]</i>			
55	¿Camina usted o usa usted una bicicleta al menos 10 minutos consecutivos en sus desplazamientos?	<p>Si 1</p> <p>No 2 Si No, Saltar a P 10</p>	P7
56	En una semana típica, ¿cuántos días camina o va en bicicleta al menos 10 minutos consecutivos en sus desplazamientos?	Número de días <input type="text"/>	P8
57	En un día típico, ¿cuánto tiempo pasa caminando o yendo en bicicleta para desplazarse?	Horas : minutos <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P9 (a-b)

En el tiempo libre			
Las preguntas que van a continuación excluyen la actividad física en el trabajo y para desplazarse, que ya hemos mencionado. Ahora me gustaría tratar de deportes, fitness u otras actividades físicas que practica en su tiempo libre <i>[inserte otros ejemplos si llega el caso]</i> .			
58	¿En su tiempo libre, practica usted deportes/fitness intensos que implican una aceleración importante de la respiración o del ritmo cardíaco como <i>[correr, jugar al fútbol]</i> durante al menos 10 minutos consecutivos? <i>(INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)</i>	<p>Si 1</p> <p>No 2 Si No, Saltar a P 13</p>	P10
59	En una semana típica, ¿cuántos días practica usted deportes/fitness intensos en su tiempo libre?	Número de días <input type="text"/>	P11
60	En uno de esos días en los que practica deportes/fitness intensos, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?	Horas : minutos <input type="text"/> : <input type="text"/> hrs mins	P12 (a-b)

ANEXOS

SECCIÓN PRINCIPAL: Actividad física (en el tiempo libre) sigue.			
Pregunta	Respuesta	Código	
61	<p>¿En su tiempo libre practica usted alguna actividad de intensidad moderada que implica una ligera aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco, como caminar deprisa, [ir en bicicleta, nadar, jugar al voleibol] durante al menos 10 minutos consecutivos? (INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)</p>	<p>Sí 1</p> <p>No 2, Si No, Saltar a P16</p>	P13
62	<p>En una semana típica, ¿cuántos días practica usted actividades físicas de intensidad moderada en su tiempo libre?</p>	<p>Número de días <input type="text"/></p>	P14
63	<p>En uno de esos días en los que practica actividades físicas de intensidad moderada, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?</p>	<p>Horas : minutos <input type="text"/> : <input type="text"/></p> <p>hrs mins</p>	P15 (a-b)

Comportamiento sedentario			
<p>La siguiente pregunta se refiere al tiempo que suele pasar sentado o recostado en el trabajo, en casa, en los desplazamientos o con sus amigos. Se incluye el tiempo pasado [ante una mesa de trabajo, sentado con los amigos, viajando en autobús o en tren, jugando a las cartas o viendo la televisión], pero no se incluye el tiempo pasado durmiendo. (INSERTAR EJEMPLOS) (UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)</p>			
64	<p>¿Cuánto tiempo suele pasar sentado o recostado en un día típico?</p>	<p>Horas : minutos <input type="text"/> : <input type="text"/></p> <p>hrs mins</p>	P16 (a-b)

