

**ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL
ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE DISFUNCIÓN
DE LA ARTICULACIÓN SACROILIACA EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR**

LAURA YAMILE SÁNCHEZ SUÁREZ

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA
BUCARAMANGA**

2018

**ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL
ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE DISFUNCIÓN
DE LA ARTICULACIÓN SACROILIACA EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR**

LAURA YAMILE SÁNCHEZ SUÁREZ

**Propuesta de investigación para optar al
Título de Magíster en Fisioterapia**

Directora

**Dra. CAROLINA RAMÍREZ RAMÍREZ
PhD. en Fisioterapia**

Codirectora

**Dra. ANA BEATRIZ OLIVEIRA
PhD. en Fisioterapia**

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE SALUD

ESCUELA DE FISIOTERAPIA

MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA

BUCARAMANGA

2018

DEDICATORIA

En primer lugar a Dios por concederme la oportunidad de emprender este desafío en la investigación, por darme la confianza en mí misma y en mis capacidades para llevar a feliz término este proyecto.

A mis padres y mi hermana, las personas que con su infinito amor han sido mi motivación, mi apoyo incondicional y mi refugio en los momentos más difíciles durante este proceso.

A mi novio quien desde el primer momento ha motivado mis decisiones y con su amor ha fortalecido mi espíritu.

AGRADECIMIENTOS

A Dios y a mi familia, a quienes debo la satisfacción de éste logro.

A mis profesores de Maestría, que con sus valiosos aportes complementaron mi proceso académico.

Un agradecimiento especial a mi directora y codirectora del proyecto, profesoras Carolina Ramírez y Ana Beatriz Oliveira, quienes a través de su tiempo y conocimiento han contribuido en el cumplimiento de los objetivos propuestos en esta investigación y han ayudado a forjar mi perfil como investigadora.

Por último, a la Universidad Industrial de Santander, la Escuela de Fisioterapia y el Grupo de Estudio del Dolor, por acogerme durante mí proceso académico.

CONTENIDO

Pág.

INTRODUCCIÓN	16
1. OBJETIVOS.....	21
1.1 OBJETIVO GENERAL	21
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
2. MARCO TEÓRICO	22
2.1 FACTORES ASOCIADOS AL DL	22
2.2 ETIOLOGÍA DEL DOLOR LUMBAR.....	24
2.3 ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN SACROILÍACA	25
2.3.1 Anatomía.....	25
2.3.2 Participación del DA, GM y BF en la estabilización de la ASI	27
2.4 DISFUNCIÓN DE LA ARTICULACIÓN SACROILÍACA.....	36
2.4.1 Diagnóstico de la Dasi	38
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	40
3.1 DISEÑO	40
3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	40
3.2.1 Criterios de inclusión y exclusión	40
3.2.1.1 Inclusión.....	40
3.2.1.2 Exclusión.....	40
3.2.2 Muestra y muestreo.	40
3.2.3 Tamaño de la muestra.	41
3.3 VARIABLES DEL ESTUDIO.....	42
3.3.1 Variables explicatorias.....	42
3.3.2 Variable de salida	45
3.4 PROCEDIMIENTOS	45
3.4.1 Estandarización de los procedimientos de evaluación.....	45
3.5 PRUEBA PILOTO	48

3.5.1 Evaluación de la reproducibilidad intraevaluador, test-retest y nivel de acuerdo	49
3.5.2 Análisis de los datos de la prueba piloto	49
3.6 DESARROLLO DE LA PROPUESTA	50
4. ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN	51
5. CONTROL DE SESGOS	53
5.1 SESGO DE SELECCIÓN	53
5.2 SESGO DE CLASIFICACIÓN	53
5.3 SESGO DE CONFUSIÓN	53
6. CONSIDERACIONES ÉTICAS	54
7. RESULTADOS.....	56
7.1 RESULTADOS DE LA PRUEBA PILOTO.....	56
7.2 RESULTADOS DE LA FASE FINAL: DESARROLLO DE LA PROPUESTA	56
8. DISCUSIÓN	65
9. CONCLUSIONES	80
10. RECOMENDACIONES.....	82
REFERENCIAS BIBLIOGRÀFICAS.....	83
ANEXOS	119

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Corte transversal de las capas anterior, media y posterior de la FTL y los músculos relacionados a nivel de L3.	28
Figura 2. División regional del músculo DA.	31
Figura 3. Fascículos del Glúteo Mayor.	32
Figura 4. Vista posterior de la región lumbosacra después de la resección del GM y los músculos erectores de la columna.	35
Figura 5. Caída de la línea de gravedad sobre el acetábulo durante la posición de pie.	37
Figura 6. Descripción de las fases del estudio y procedimiento de la prueba piloto.	46
Figura 7. Flujograma del protocolo de reclutamiento y evaluación de los participantes durante el estudio.	46
Figura 8. Pruebas de provocación de dolor.	48
Figura 9. Prevalencia de las pruebas de provocación de dolor	57

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Calculo del tamaño de la muestra usando promedios de la variable fuerza del glúteo mayor.	42
Tabla 2. Prevalencia de DASI en los participantes según la cantidad de pruebas de provocación de dolor positivas.	57
Tabla 3. Análisis de las variables sociodemográficas, antropométricas y nivel de actividad física según la manifestación de la DASI.	58
Tabla 4. Análisis de los antecedentes clínicos de los participantes según la manifestación de la DASI.	59
Tabla 5. Análisis de la fuerza muscular de los participantes según la manifestación de la DASI	60
Tabla 6. Análisis de la amplitud RMS de los participantes, cómo porcentaje de la CVIM, según la manifestación de la DASI.	61
Tabla 7. Análisis de la latencia EMG de los participantes según la manifestación de la DASI.	62
Tabla 8. Factores asociados a la disfunción sacroilíaca en los participantes del estudio.	63

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Propiedades psicométricas de las pruebas de provocación de dolor ...	120
Anexo B. Variables del estudio	123
Anexo C. Especificaciones de la evaluación de fuerza muscular.	125
Anexo D. Especificaciones de la evaluación electromiográfica (emg).	126
Anexo E. Archivo de instrucción de Matlab.....	130
Anexo F. Descripción de las pruebas de provocación de dolor empleadas en el estudio para establecer el diagnóstico de DASI.....	139
Anexo G. Resultados de la prueba piloto.....	141
Anexo H. Formato de preselección.....	152
Anexo I. Formato de solicitud de permiso del jefe inmediato.....	154
Anexo J. Consentimiento informado	155
Anexo K. Formato de registro	160
Anexo L. Formato de registro de tiempo en sedentario y nivel de actividad física	161
Anexo M. Escala de discapacidad por dolor Lumbar Oswestry	162
Anexo N. Formato de examen físico.....	165
Anexo O. Asociaciones entre la actividad eléctrica y la fuerza muscular de los músculos DA, GM y BF ajustados por las características de la población de estudio con la manifestación de la Dasi.....	167

LISTADO DE ABREVIATURAS

DL	Dolor lumbar
DASI	Disfunción de la articulación sacroilíaca
ASI	Articulación sacroilíaca
GM	Glúteo mayor
DA	Dorsal ancho
BF	Bíceps femoral
FTL	Fascia toracolumbar
LST	Ligamento sacrotuberoso
EMG	Electromiografía
IMC	Índice de masa corporal
ETAS	Espina ilíaca anterosuperior
EIPS	Espina ilíaca posterosuperior
EIAI	Espina ilíaca anteroinferior
GRD	Ganglios de la raíz dorsal
LI	Ligamento iliolumbar
AST	Área de sección transversa
OI	Músculo oblicuo interno
EL	Extensores lumbares
SP	Serrato posterior
MMII	miembros inferiores
MCVI	Máxima contracción voluntaria isométrica
LD	Dorsal ancho
ES	Espinales
QL	Cuadrado lumbar
PS	Psoas mayor
RA	Recto abdominal
MS	Miembro superior
LG	Línea de gravedad

IASP	International Association for the Study of Pain
ECV	Escala de Clasificación Verbal
ECN	Escala de Clasificación Numérica
EAV	Escala Análoga Visual
DI	Dinamometría isocinética
DM	Dinamometría manual
CCI	Coeficiente de correlación intraclase
PAUM	Potenciales de acción de la unidad motora
RMS	Raíz Cuadrada Media del ingles (Root mean square)
CIMV	Contracción Isométrica Máxima Voluntaria
PA	Potencial de acción
EEM	Error estándar de la medición
OMS	Organización Mundial de la Salud
IDP	Índice de discapacidad por dolor
AF	Actividad física
IPAQ	Cuestionario Internacional de Actividad Física
AFV	Actividad física vigorosa
RRMC	Razón de rechazo de modo común
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health

RESUMEN

TÍTULO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE DISFUNCIÓN DE LA ARTICULACIÓN SACROILIACA EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.*

AUTOR: LAURA YAMILE SÁNCHEZ SUÁREZ **

PALABRAS CLAVES: articulación sacroilíaca, disfunción, dolor lumbar, electromiografía, control motor.

DESCRIPCIÓN:

Introducción: La disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI) puede explicar en 15 a 30% la presencia de dolor lumbar (DL) idiopático y puede ser secundaria al compromiso de la función del dorsal ancho (DA), glúteo mayor (GM) y bíceps femoral (BF) quienes dan estabilidad a la articulación sacroilíaca (ASI) a través de su interacción con la fascia toracolumbar (FTL). El déficit en la función de estos músculos podría desencadenar la DASI. **Objetivo:** Evaluar la asociación entre la función muscular del GM, DA y BF con la manifestación de la DASI en personas con DL. **Materiales y métodos:** Se evaluaron 136 personas de ambos géneros con DL, 54 con DASI y 82 sin DASI, 29±12 años, IMC 23,4±3 Kg/m². Las variables sociodemográficas, antropométricas, nivel de actividad física (AF) y funcionalidad fueron obtenidas a través de formularios auto-diligenciables. La amplitud RMS y la latencia a través de electromiografía (EMG) de superficie durante el levantamiento de una carga desde el nivel del suelo y la fuerza muscular a través de dinamometría manual. Para evaluar posibles asociaciones se realizó regresión Logbinomial simple y múltiple, siguiendo las recomendaciones de Greenland. **Resultados:** Existe asociación negativa para mayores de 30 años (RP: 0.45) y asociación positiva para el género femenino (RP: 2.35), la actividad física moderada (RP: 1.31) y vigorosa (RP: 2.13) y la latencia del DA derecho (RP: 1.53) al realizar la actividad con el MII. **Conclusión:** Ser mujer, menor de 30 años, practicar AF moderada-vigorosa y presentar un retraso en la activación del DA, se asocian positivamente con la manifestación de DASI. La reacción tardía del DA podría alterar el sincronismo con el GM y comprometer la fuerza de cierre sobre la ASI y la transferencia de fuerzas entre el tronco y la columna lumbopelvica, perpetuando los síntomas en la población con DASI.

* Trabajo de grado

** Facultad de Salud. Escuela de Fisioterapia. Directora: Carolina Ramírez Ramírez. Codirectora: Ana Beatriz Oliveira.

ABSTRACT

TITLE: ASSOCIATION BETWEEN LATISSIMUS DORSI, MAXIMUS GLUTEUS AND BICEPS FEMORIS FUNCTION WITH THE MANIFESTATION OF SACROILIAC JOINT DYSFUNCTION IN PEOPLE WITH LOW BACK PAIN^{*}

AUTHOR: LAURA YAMILE SÁNCHEZ SUÁREZ^{**}

KEYWORDS: Sacroiliac joint dysfunction, low back pain, electromyography, motor control.

DESCRIPTION:

Introduction: Sacroiliac joint dysfunction (SIJD) can explain the presence of idiopathic low back pain (LBP) in 15% to 30% and may be secondary to the involvement of the latissimus dorsi (LD), maximus gluteus (MG) and biceps femoris (BF) who give stability to the sacroiliac joint (SIJ) through its interaction with the thoracolumbar fascia (TLF). The deficit in the function of these muscles could trigger the SIJD. **Purpose:** To evaluate the association between the muscle function of MG, LD and BF with the manifestation of SIJD in people with LBP. **Methods:** In this study, 136 subjects with LBP of both genders were evaluated, 54 with SIJD and 82 without SIJD, 29±12 years, BMI 23.4±3 Kg/m². The sociodemographic, anthropometric, physical activity level (PA) and functionality variables were obtained through self-report forms. The RMS amplitude and latency through surface electromyography (EMG) during the lifting of a load from the ground level and muscle strength through manual dynamometry. To evaluate possible associations, simple and multiple Log binomial regression was performed, following the recommendations of Greenland. **Results:** There is a negative association for over 30 years (PR: 0.45) and a positive association for the female gender (PR: 2.35), moderate PA (RP: 1.31), vigorous PA (RP: 2.13) and right LD EMG latency (RP: 1.53) when doing the activity with the lower left limb. **Conclusion:** Be a woman, under 30 years old, practicing moderate-vigorous PA and presenting a delay in the activation of LD, are positively associated with the manifestation of SIJD. The delayed reaction of the LD could alter the synchronism with the MG and compromise the closing force on the SIJ and the transfer of forces between the trunk and the lumbopelvic region, perpetuating the symptoms in the SIJD population.

^{*} Trabajo de grado

^{**} Facultad de Salud. Escuela de Fisioterapia. Directora: Carolina Ramírez Ramírez. Codirectora: Ana Beatriz Oliveira.

INTRODUCCIÓN

El dolor lumbar (DL) es definido como cualquier dolor de espalda de causa incierta localizado entre las costillas y el pliegue glúteo. [1] Se estima que aproximadamente el 90% de la población adulta se encuentra en riesgo de desarrollar ésta condición [2] y es considerado un problema de salud pública por su alto impacto epidemiológico, económico, laboral, [3] funcional y por la afección sobre la calidad de vida que produce en las personas. [3] [4]

Se considera que entre 30% y 40% de la población universitaria [5] [6] [7] y el 29% y 35% de la población adulta a nivel nacional e internacional padecen DL, siendo mayor en las mujeres con prevalencias el día de la evaluación entre 37% y 38%. [8] [9] [10]

Estudios en población universitaria en Turquía y Australia, con edades entre 17 y 26 años, han encontrado una prevalencia de DL, en día de la evaluación, de 40,9 y 59,2% respectivamente, que incrementa con la edad, siendo de 33% en los jóvenes de 17 años y de 61% en los mayores de 25 años. [7] [11]

En Colombia un estudio realizado por Camargo DM y colaboradores, determinó una prevalencia de 19.6% de DL crónico en estudiantes del área de la salud. [5] Según la Asociación Colombiana para el estudio del dolor, en la VII Encuesta Nacional del Dolor realizada en 2011 en Colombia, el DL ocupó el segundo lugar en las causas más frecuentes de dolor con un 19.2% de prevalencia en el periodo evaluado, en 817 personas encuestadas. [12]

El número de personas con problemas lumbares incrementa cada día lo que requiere una identificación de estrategias para prevenir estos trastornos y sus consecuencias. [4]

Las estimaciones recientes de la carga económica del DL en los Estados Unidos, que incluyen los costos directos e indirectos, van desde \$84,1 mil millones a \$624,8 mil millones de dólares. La productividad laboral perdida es la principal causa de esta carga económica, lo que resulta en costos indirectos de \$7.4 mil millones a \$28 mil millones de dólares. Sin embargo, el DL también resulta en costos médicos directos sustanciales asociados a la consulta médica. [13] El DL es responsable de cerca del 12.5% de las consultas médicas diarias en EE.UU mientras que en el Reino Unido, la tasa anual por esta causa es del 5.5 al 7.5% en la población adulta. [1] [13]

Por otro lado, una comparación de pacientes en ensayos clínicos de fusión mínimamente invasiva de la ASI con datos de encuestas representativas a nivel nacional en Estados Unidos, reveló que la DASI produce una gran carga de enfermedad, con una incapacidad estimada de aproximadamente 0.5 años de calidad de vida ajustados por años de vida, un valor inferior en comparación con los controles normales, y en comparación con otras condiciones médicas y quirúrgicas comunes. Se ha informado que los pacientes con disfunción SIJ tienen una calidad de vida relacionada con la salud sustancialmente más baja. [14]

A pesar de la alta prevalencia de DL en Colombia, aun no se ha estudiado el costo total de la enfermedad a nivel nacional ni el impacto económico de la DASI sobre la población.

Las causas del DL pueden ser diversas, [3] [9] sin embargo, se estima que a pesar de la valoración clínica adecuada y el uso de medios diagnósticos actualizados, en el 80 a 90% de los casos, la causa del DL permanece desconocida. [15] [16] Recientemente se ha planteado que la disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI) podría explicar la causa de DL entre 10% y 30% de las personas que presentan DL idiopático. [17] [18] [19] [20]

La DASI es una alteración patomecánica caracterizada por hipermovilidad o hipomovilidad de la articulación sacroilíaca (ASI) que produce dolor localizado sobre la articulación o dolor irradiado a diferentes zonas del miembro inferior. [21] Estudios recientes muestran una prevalencia de DASI durante el periodo analizado de 35,8% en población universitaria y entre 29% y 50% en la población adulta joven y adulta mayor, respectivamente. [22] [23]

Estudios anatómicos y biomecánicos han demostrado que la DASI obedece a alteraciones en la estabilidad de la ASI; [21] [22] [24] [25] [26] la cual requiere del balance entre las fuerzas activas musculares en el plano longitudinal y las fuerzas en el plano transversal de la articulación, así como de fuerzas pasivas producidas por la acción de los ligamentos y por el engranaje de sus superficies articulares que aumentan la congruencia articular. [24] [25] [26]

Dentro de los grupos musculares considerados importantes en la estabilización de dicha articulación se encuentran el glúteo mayor (GM), el dorsal ancho (DA) y el bíceps femoral (BF). La interacción anatómica y biomecánica entre estos músculos [27] [28] [29] con la capa posterior de la fascia toracolumbar (FTL) [30] plantea una vía para la transmisión de fuerzas y la DASI podría ser secundaria a la debilidad de esta musculatura. En este sentido, estudios anatómicos en cadáveres han identificado que el 70% de las fibras del GM atraviesan directamente la ASI; [27] que existe interacción de la aponeurosis del DA con la aponeurosis del GM lo cual ejerce una acción estabilizadora perpendicular sobre la ASI [31] y además se ha descrito la interacción entre la aponeurosis de la porción larga del BF con la FTL y el ligamento sacrotuberoso, [29] lo cual favorece la transmisión de las fuerzas entre los miembros inferiores y el tronco. De esta manera, la transmisión de la tensión ejercida por los músculos descritos ejercería una acción compresiva y estabilizadora sobre la ASI. [32] [27]

A la fecha, los estudios que describen la participación de los músculos antes mencionados en la estabilización de la ASI, se han centrado en el análisis anatómico y biomecánico [27] [28] [29] [30] [33] y solo dos estudios analizaron el comportamiento electromiográfico de los mismos en población asintomática y con DASl en una actividad estática [34] [35] y a la fecha no se han encontrado reportes en la literatura sobre la función de estos músculos durante la ejecución de una tarea funcional en personas con DL relacionado con DASl.

Por lo anterior, analizar la función de los músculos GM, DA y BF en personas con DASl durante actividades dinámicas funcionales es relevante con el fin de contribuir en el entendimiento de dicha condición y favorecer la toma de decisiones en el ámbito clínico del fisioterapeuta, con el fin de contribuir en la resolución de los episodios de DL de la población.

De acuerdo con lo expuesto, se propone la realización de un estudio observacional tipo corte transversal, para analizar la asociación entre la fuerza y el patrón de activación muscular de los músculos antes citados, con la manifestación de DASl en personas con DL. Asimismo, se plantea analizar la influencia de algunos factores sociodemográficos, antropométricos y clínicos con los resultados obtenidos.

Teniendo en cuenta que la tensión activa generada por los músculos GM, DA y BF se transfiere a través de sus prolongaciones aponeuróticas hasta la FTL y contribuyen con la estabilidad de la ASI, la hipótesis de este estudio plantea que los participantes con DL que presenten DASl tendrán debilidad y patrones de activación electromiográfica alterados de los músculos estudiados, comparados con aquellos con DL sin DASl. Estos resultados estarán influenciados por factores sociodemográficos, antropométricos y clínicos.

Este estudio responde a la agenda de investigación propuesta por la Asociación Americana de Fisioterapia, especialmente en la línea de epidemiología, [36] en la cual se busca determinar la prevalencia, incidencia y el curso natural de condiciones de salud comúnmente atendidas en fisioterapia y el impacto que estas generan sobre la funcionalidad y la participación de los individuos que las presentan. Así mismo, la propuesta de investigación se enmarca en la línea de investigación en Epidemiología del Dolor perteneciente al Grupo de Investigación de Estudio del Dolor de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Evaluar la asociación entre la función muscular del glúteo mayor, el dorsal ancho y el bíceps femoral con la manifestación de la DASI en personas con DL.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer la prevalencia de la DASI en la población de estudio en relación con el número de pruebas de provocación de dolor positivas.
- Describir las características sociodemográficas, antropométricas, antecedentes clínicos, el nivel de actividad física, el tiempo en comportamientos sedentarios y la funcionalidad según la manifestación de la DASI.
- Evaluar posibles asociaciones entre la actividad eléctrica y la fuerza muscular de los músculos DA, GM y BF, ajustados por las características de la población de estudio con la manifestación de la DASI.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 FACTORES ASOCIADOS AL DL

Entre los factores que pueden incrementar la prevalencia de DL en la población están la edad, el género, factores psicosociales, el índice de masa corporal (IMC), el consumo de cigarrillo y el nivel económico de las naciones. Según Patrick y colaboradores, existe una alta incidencia a partir de la cuarta década de la vida y un aumento de la prevalencia global hasta la edad de 60 a 65 años. [37], [38] [39] Jacobs y colaboradores refieren que la prevalencia de episodios de DL aumenta de 44% en las personas de 70 años al 58% en los de 77 años. [40] De acuerdo con Hoy y colaboradores la prevalencia de DL es alta durante la adolescencia, disminuye entre los 20 a 29 años, aumenta progresivamente hasta alcanzar un máximo entre los 40 y 69 años y luego disminuye progresivamente. [41] Por otro lado, el comportamiento epidemiológico del DL entre jóvenes de 11 a 18 años refiere una prevalencia acumulada entre el 28.7% y 80%, [42] [43] [44] mientras que en niños entre 6 y 13 años se ha reportado una prevalencia mensual entre el 4% y 43%. [45] Cifras que ponen en evidencia el alto riesgo de presentar DL en el que se encuentra la población joven. En cuanto al género, se ha observado que el DL presenta una tasa de incidencia mayor en las mujeres, con tendencia a menor resolución y mayor gravedad. [41] [46] Adicionalmente, la población femenina tiene más probabilidades de ausentarse del trabajo y de hacer mayor uso de servicios de salud por causa del DL. [16]

Por otra parte, factores psicosociales como deficientes relaciones sociales fuera del trabajo, así como la insatisfacción con el tiempo libre y factores laborales como la elevada carga física y mental, la monotonía en la actividad, el trabajo de tiempo completo y trabajar horas extras, aumentan el riesgo de DL tanto en hombres como en mujeres. [47] Adicionalmente existe una asociación positiva entre el IMC y la presencia de DL tanto en hombres como en mujeres y se considera al

perímetro de cintura como un factor determinante de esta condición en las mujeres. [48] [49] [50]

El consumo de cigarrillo ha sido asociado positivamente con el incremento de la prevalencia de DL, algunos estudios sugieren que la presencia de tos en los fumadores aumenta la presión intraabdominal e intradiscal lo cual resulta en el abombamiento del disco intervertebral y posterior aparición de dolor, además la nicotina incrementa los depósitos de fibrina generando retraso en los procesos de reparación y favoreciendo la inflamación crónica del tejido, disminución del flujo sanguíneo y del pH del disco intervertebral aumentando el riesgo de aparición de DL. [51] [52]

De acuerdo con el nivel económico de las naciones, se ha identificado una prevalencia de DL en países de medianos y bajos ingresos entre el 12 y 68% y entre el 14 y 42% en países de altos ingresos. [53] Sin embargo, otros autores refieren que la prevalencia de DL en países con altos ingresos es mayor de lo que se estima en países con medianos ingresos con una prevalencia promedio de 16.7% en países de bajos ingresos, 25.4% en países de medianos ingresos y 32.9% en países de altos ingresos económicos. [41] Además, el nivel de educación también ha sido asociado con las consecuencias adversas del DL y sugieren que el curso de estos episodios es menos favorable entre las personas con bajo nivel educativo, [54] [55] asociación que podría explicarse por variabilidad en la exposición a factores de riesgo comportamentales y ambientales, diferencias en los factores ocupacionales, compromiso del estado de salud previo, dificultad en el acceso y utilización de los servicios de salud y diferencias en la adaptación al estrés. [54]

Es importante tener en cuenta que la recurrencia del dolor hace parte de la historia natural del DL y ocurre en el 20 al 72% de las personas. [1] [46], Muchos de ellos

continúan presentando DL leve o malestar durante más de 3 meses después de haber acudido en busca de atención médica. [46] [56]

2.2 ETIOLOGÍA DEL DOLOR LUMBAR

Entre los factores que pueden incrementar la prevalencia de DL en la población están la edad entre los 40 y 60 años, [37] [38] [39] el género femenino, [41] [46] factores psicosociales, [47] el índice de masa corporal (IMC), [48] [49] [50] el consumo de cigarrillo [51] [52] y el nivel económico de las naciones. [53]

Es importante tener en cuenta que la recurrencia del dolor hace parte de la historia natural del DL y ocurre en el 20 al 72% de las personas. [1] [46] Muchos de ellos continúan presentando DL leve o malestar durante más de 3 meses después de haber acudido en busca de atención médica. [46] [56]

Los estudios sugieren que el DL puede surgir de un sin número de causas, como son alteración en estructuras anatómicas (incluyendo los huesos, los discos intervertebrales, articulaciones, ligamentos, músculos, estructuras neurales y los vasos sanguíneos), uso excesivo por actividades repetitivas y fibromialgia. [9] [57] DonTigny por su parte, considera que la causa primaria del DL es biomecánica, que a su vez puede causar un estiramiento de raíces nerviosas espinales, facilitar la degeneración del disco y por ende aumentar las fuerzas de cizallamiento en el disco intervertebral y su posterior degeneración. [58]

Recientemente se ha planteado que la DASI podría ser fuente potencial de DL y explicar en parte la causa del dolor, en aquellas personas cuya etiología no se conoce y a quienes se ha considerado con DL idiopático, en cerca del 10% y 30% de la población con DL idiopático. [17] [18] [19] [20] [59] [60] Así mismo, a la DASI también se le reconoce como principal causa de dolor en las personas con DL de tipo mecánico. [57] Schwarzer y colaboradores atribuyen el origen del DL crónico a

la articulación sacroilíaca en un 30%. [61] [62] [63] Según Wayne Dum, la DASI es una condición que puede ser adquirida por una inestabilidad mecánica, sin historia de algún trauma mayor que resulta en bloqueo o hipermovilidad. [64]

El DL afecta en gran medida el funcionamiento y se ha observado un menor puntaje en la evaluación de la calidad de vida en personas con DL comparado con personas asintomáticas en los dominios físicos y psicológicos. Se han considerado algunos factores psicológicos, físicos, relacionados con los ingresos familiares y la intensidad de dolor como predictores de la calidad de vida. [65] Adicionalmente, existe una fuerte asociación entre la discapacidad y el dominio físico de la calidad de vida, lo que indica que la discapacidad tiene un impacto negativo e influencia importante en la calidad de vida de las personas con DL crónico. [66]

De acuerdo con la alta prevalencia del DL en los diferentes grupos poblacionales y su gran impacto sobre la calidad de vida de las personas y la sociedad, es imprescindible un amplio entendimiento del mecanismo por el cual la DASI se convierte en fuente potencial de DL.

2.3 ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA ARTICULACIÓN SACROILÍACA

Un factor clave para comprender el rol de la DASI en la etiología del DL, es el conocimiento de la anatomía y biomecánica de la ASI, así como de los mecanismos por los cuales se puede generar la disfunción articular. Por ello a continuación se hará una descripción de la anatomía y biomecánica de la ASI.

2.3.1 Anatomía. La ASI está formada por los dos huesos ilíacos o innominados y el hueso sacro y los movimientos básicos ocurridos en la ASI son la nutación y la contranutación; movimientos que mezclan los movimientos de rotación y traslación, cuando la base del sacro se mueve hacia inferior y anterior mientras que su prominencia se dirige hacia inferior y posterior. [26] [67]

Los movimientos de la ASI varían dependiendo del método de medición empleado, algunos estudios reportan movimientos de traslación que oscilan entre un mínimo de 0.18mm y un máximo de 2.74mm y los de rotación oscilan entre un mínimo de 1.4° y un máximo de 2°, [68] [69] sin embargo en personas con dolor sobre la ASI se han identificado rangos mayores de movimiento que oscilan entre 4° y 6.21°. [70] [71] Un reciente reporte realizado por Andry Vleeming, basado en la revisión de la literatura, expone que los movimientos de traslación no exceden los 2mm con un máximo detectado de 3.1mm en mujeres multíparas y la máxima rotación sagital no supera los 3.6°. [72]

El sacro se encuentra articulado al ilion gracias a los densos ligamentos sacroilíacos y debido a que el sacro está suspendido, la ASI no soporta peso y su movimiento accesorio es limitado disminuyendo el estrés sobre los discos intervertebrales, especialmente entre L5 y S1, [58] sin embargo, estos movimientos tan restringidos favorecen un incremento en la tensión de las estructuras estabilizadoras de la columna lumbosacra que predisponen a la aparición de dolor.

Su superficie articular está cubierta por cartílago hialino, tres veces más grueso que el fibrocartílago, ubicado en la superficie iliaca opuesta [26] y es descrita como una articulación sinovial o diartrosis, formada entre la superficie articular del sacro y la superficie articular correspondiente del hueso ilíaco. [73]

La anatomía de las carillas articulares que forman la ASI se caracterizan por la presencia de interdigitaciones en las superficies articulares. Esta superficie áspera e irregular del sacro y su forma de cuña forman un mecanismo de acoplamiento en forma de engranaje con el ilion que favorece su estabilidad. [74] [75] Además, la cresta prominente que se forma centralmente a lo largo de toda la longitud de la superficie ilíaca y la correspondiente ranura en la superficie sacra, restringen el movimiento sustancialmente e incrementan la estabilidad articular. [73]

En relación con su inervación, se han descrito dos posibles vías de inervación de la ASI, la primera derivada directamente de ramas desde el plexo sacro y la rama dorsal de S1-S2 y la segunda, derivada de ramas del nervio glúteo superior, del nervio obturador y las ramas dorsales de L4-S3, citadas como el principal componente en la inervación de la región posterior de la ASI. [59] [76]

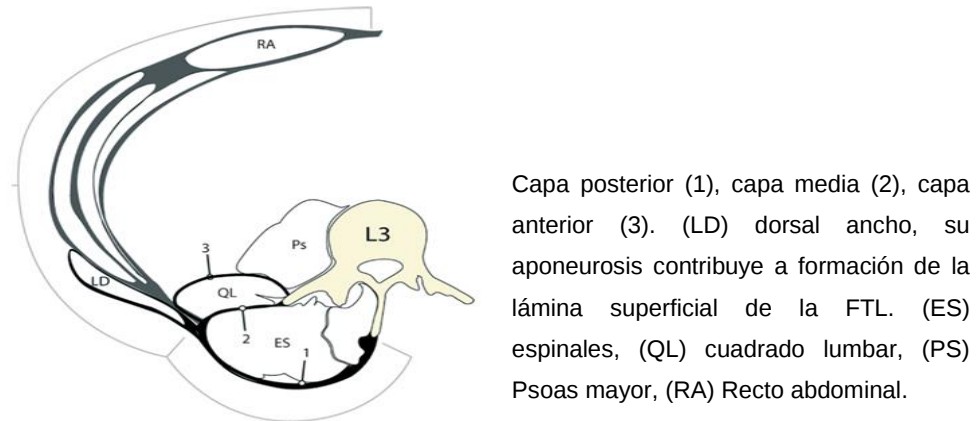
Algunos autores, a través de estudios de disección en cadáveres, han establecido que la inervación de la ASI en su región posterior está provista por las ramas dorsales de L5 a S4 [77] [78] mientras que en la región anterior quienes aportan esta inervación son las ramas ventrales de L4 a S1. [79]

La estabilidad de la ASI está dada por el diseño anatómico, por la estructura de los ligamentos y por la función de los músculos que se unen a través de la FTL. La función del complejo ligamentoso que forma parte de la ASI, es limitar todos los posibles movimientos que ocurran dentro de la articulación; estos ligamentos se oponen a las fuerzas por largos periodos durante la transferencia de energía desde el tronco a los miembros inferiores y contribuyen en el mecanismo de autoreforzo de la pelvis. [26]

2.3.2 Participación del DA, GM y BF en la estabilización de la ASI. La estabilidad que presenta la columna lumbosacra es un mecanismo necesario para adoptar y mantener una postura corporal y para que dicho objetivo se lleve a cabo, es de gran importancia el papel de la musculatura y del complejo miofascial y aponeurótico de los mismos, quienes rodean la columna lumbosacra y contribuyen en la formación de la FTL. La comprensión de la anatomía de este complejo miofascial es fundamental para el análisis anatómico y biomecánico de la estabilidad de la ASI y por lo tanto, del entendimiento de la DASI.

La FTL se compone de tres capas, la capa anterior, la media y la posterior que a su vez posee dos capas o laminas (Figura 1). Este complejo miofascial posee un importante efecto estabilizador sobre la columna lumbosacra. [33] [80] [81]

Figura 1. Corte transversal de las capas anterior, media y posterior de la FTL y los músculos relacionados a nivel de L3.



Fuente: Willard FH, Vleeming A, Schuenke MD, Danneels L and Schleip R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. J Anat. 2012;221: 507-536.

La capa anterior de la FTL se forma gracias a las fibras provenientes de la fascias del cuadrado lumbar (CL) que se unen a la región anterior en los procesos transversos de las vértebras lumbares y a los ligamentos intertransversos. [33] [80] [81]

La capa media de la FTL está formada por la fusión de las fibras aponeuróticas provenientes del músculo transverso del abdomen (TrA) y el oblicuo interno (OI). El origen de esta capa parte de las fibras aponeuróticas que se adhieren a los extremos de las apófisis transversas de las vértebras lumbares, procedentes de los extensores lumbares (EL) y el CL, estas fibras se fusionan para entrar en el rafe lateral, un tabique formado por la unión entre la fusión de las aponeurosis de los EL y CL con la fusión de la aponeurosis del músculo transverso del abdomen

(TrA) y la parte posterior del músculo oblicuo interno (OI) quienes finalmente forman la capa media. [33] [80] [81]

La capa posterior de la FTL está compuesta de dos láminas, una superficial y una profunda. La lámina profunda se une principalmente a las apófisis espinosas torácicas y lumbares, y pasa por detrás de los extensores lumbares (EL) antes de unirse al rafe lateral; las fibras de la lámina profunda se continúan con la capa media de la fascia, y están orientadas caudolateralmente. La lámina superficial está principalmente compuesta por las fibras aponeuróticas del DA y en menor medida, las fibras del serrato posterior (SP) que no es un aporte constante y sus fibras están orientadas caudomedialmente. Esta disposición de las fibras aponeuróticas da lugar a la estructura en forma de malla que se observa fácilmente en la capa posterior in situ. Aunque poseen ángulos diferentes, las dos láminas de la capa posterior no son libres de moverse independientemente debido a su fusión con el rafe lateral. [33] [80] [81]

A continuación se presenta la descripción anatómica y biomecánica de los músculos DA, GM, y BF y su importancia en la formación de la FTL.

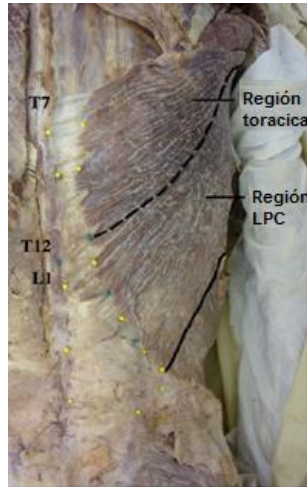
Dorsal ancho (DA): Se ha propuesto que este músculo tienen un efecto tensor sobre la ASI, en conjunto con el GM, a través de su acción sobre la capa posterior de la FTL. [29] La distribución en abanico del DA permite que sus aponeurosis contribuyan en la formación de la lámina superficial de la capa posterior de la FTL. (Figura 2). Esta aponeurosis presenta prolongaciones que se proyectan sobre varias regiones distalmente. [28] De manera descendente se une a las seis apófisis espinosas torácicas inferiores y sus ligamentos, a las vertebrae L1 y L2 y sus ligamentos supraespinosos, a las fibras del rafe lateral (tabique formado por la aponeurosis de los extensores), continua hasta las apófisis espinosas de L3, L4 y L5, los espacios interespinosos lumbares y finalmente se unen a la cresta ilíaca. [28] [33]

Gerling y colaboradores realizaron un estudio pionero sobre cadáveres con el propósito de cuantificar las propiedades estructurales del DA, teniendo en cuenta la longitud de las sarcómeras a diferentes longitudes musculares establecidas. Los resultados permitieron concluir que los rangos de movimiento a los cuales la sarcómera es capaz de generar mayor fuerza son la flexión/extensión y las rotaciones del tronco, indicando que el DA es capaz de producir la máxima fuerza a través de estos dos ejes de movimiento de la columna vertebral. [32] Adicionalmente, determinaron el área de sección transversa (AST) del músculo, indicando que la porción lumbar constituye el 64% del total del AST, mientras que la región torácica constituye el 36% del total del AST, concluyendo que casi dos tercios de la capacidad de generación de fuerza del DA se encuentra dentro de la porción lumbar del músculo.

Desde un punto de vista funcional, estos resultados permiten inferir que el DA posee un mayor potencial estabilizador dentro de la región lumbar y así mismo sobre la ASI, característica que se considera positiva gracias a su diseño estructural. [32]

Glúteo mayor (GM): La relación de la FTL con la fascia glútea es compleja. Bogduk y colaboradores encontraron que sobre el nivel de L5-S1, la lámina superficial de la FTL se unía inseparablemente con la aponeurosis subyacente de los músculos paraespinales y continuaba su recorrido caudalmente para fusionarse con la fascia glútea. [82] Así mismo, Willard y colaboradores describen en un recorrido desde el extremo lateral al medial, como se comporta la fusión del tejido aponeurotico: lateralmente, la lámina profunda se fusiona sobre la cresta ilíaca con la aponeurosis del músculo glúteo medio. Más medial, la lámina profunda y superficial se fusiona sobre el nivel de las espinas ilíacas posterosuperior (EIPS). Por debajo de la EIPS, esta estructura aponeurótica se extiende lateralmente para crear un tabique intermuscular al cual el GM se une en una disposición abanicada. [33]

Figura 2. División regional del músculo DA.



Tomado de: Gerling ME and Brown SH. Architectural analysis and predicted functional capability of the human latissimus dorsi muscle. J Anat. 2013; 223: 112-122.

En la figura, el músculo está dividido en el nivel correspondiente a la unión de la duodécima vértebra torácica (T12) y primera lumbar (L1) (línea discontinua). La división a este nivel muestra los aportes adyacentes de las 6 vértebras torácicas inferiores (denominado región torácica) y una región con aportes adyacentes de las vértebras lumbares, sacras y el ilion , así como aportes laterales adyacentes de las costillas 10- 12 (denominado región LPC, lumbar, pélvica y costal). La línea continua representa el borde lateral del músculo.

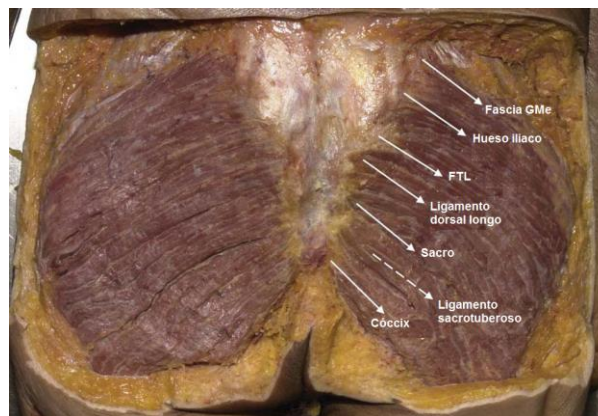
Este músculo se origina en el hueso ilíaco y sobre la fascia del glúteo medio, la FTL, la aponeurosis de los extensores, el sacro, el coxis, y los aspectos posteriores del ligamento dorsal largo y LST. Todos sus fascículos se orientan perpendicularmente a los componentes de la ASI. (Figura 3) Distalmente, dos terceras partes de los fascículos del GM se insertan en la banda iliotibial y un tercio en la tuberosidad glútea del fémur. [27] [82]

Con base en su anatomía y a través de algunos modelos biomecánicos, se ha planteado que la contracción del GM ejerce una fuerza de compresión sobre la

ASI. Barker y colaboradores, a través del estudio de 11 cadáveres, confirmaron que el 70% de los fascículos que conforman el GM, los cuales surgen a partir de la fascia del glúteo medio, la FTL, la aponeurosis de los extensores lumbares y de los ligamentos dorsal largo y sacrotuberoso, atraviesan la ASI. Indicando la gran contribución del GM en la estabilización de la ASI. [27]

El GM y el DA han sido identificados como generadores de fuerza de compresión gracias al acoplamiento de sus aponeurosis con la capa posterior de la FTL que actúan perpendicularmente sobre la ASI. [31] Así mismo, Van Wingerden y colaboradores encontraron que el GM, debido a sus inserciones sobre el sacro, el ilion y el ligamento sacrotuberoso, desempeña un papel importante en la estabilidad de la ASI y de esta manera, las fuerzas estabilizadoras aplicadas a la ASI, podrían verse comprometidas con la debilidad de la musculatura glútea. [83]

Figura 3. Fascículos del Glúteo Mayor.



Tomado de: Barker PJ, Hapuarachchi KS, Ross JA, Sambaiew E, Ranger TA and Briggs CA. Anatomy and biomechanics of gluteus maximus and the thoracolumbar fascia at the sacroiliac Joint. Clin Anat. 2014; 27: 234-240.

En la figura se observa el paso de los diferentes fascículos sobre las estructuras óseas de la ASI.

Bíceps femoral (BF): Henry Gray en 1870 describió el borde inferior de la FTL, cuya estructura es el resultado de la fusión con el ligamento sacrotuberoso (LST). Una observación similar fue hecha por Vleeming y colaboradores quienes encontraron que la lámina superficial y profunda se fusionaba con la aponeurosis de los extensores lumbares y esta estructura resultante se unía lateralmente a la EIPS progresando en sentido caudal para iniciar su continuidad con el LST el cual se inserta sobre la tuberosidad isquiática. [29]

En la tuberosidad isquiática confluye el punto de inserción del LST y el origen de la cabeza larga del BF. En este punto anatómico, las aponeurosis del ligamento LST y de la cabeza larga del BF se fusionan generando una estrecha relación entre sus fibras, situación que permite la transmisión de la fuerzas desde los miembros inferiores (MMII) al tronco. Se ha establecido que el acortamiento de los músculos isquiotibiales podría aumentar la tensión del LST y mejorar la estabilidad de la ASI (Figura 4). [83] [29]

De esta manera, la activación de los músculos isquiotibiales podría aumentar la tensión de los ligamentos y mejorar la estabilidad de la ASI cuando esta se ve comprometida por debilidad de la musculatura glútea. [83]

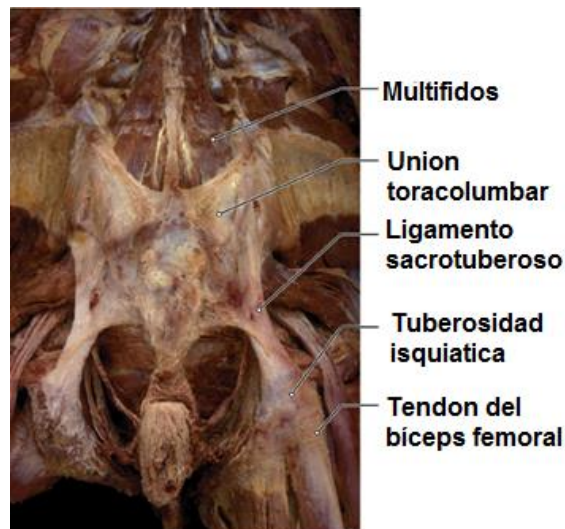
Estudios realizados en 12 cadáveres por Vleeming y colaboradores encontraron que el músculo GM presentó prolongaciones sobre el LST y en 6 cadáveres la musculatura isquiotibial presentó prolongaciones sobre el mismo ligamento y el dorsal largo. Adicionalmente demostraron que el aumento de la fuerza a través de la aplicación de una carga sobre el músculo GM, simulando la contracción muscular activa, provocó un aumento de la tensión en el LST, comportamiento que se presentó en forma idéntica con el BF causado aumento de la tensión en los ligamentos sacrotuberoso y dorsal largo.

Estos estudios confirman la participación del tendón del BF en este complejo miofascial y además refuerza la hipótesis de que la activación compensatoria de los músculos isquiotibiales, a través de sus prolongaciones anatómicas sobre los ligamentos dorsal largo y sacrotuberoso, podría mitigar la laxitud ligamentosa, inducida por la debilidad del GM, y mejorar la estabilidad de la ASI. [84] [85] [86] Van Wingerden y colaboradores propusieron que la activación de la cabeza larga del BF en individuos con DL podría ser un mecanismo de compensación por la debilidad de la musculatura glútea que disminuye a su vez la estabilidad de la ASI. [83]

La interacción anatómica y biomecánica entre el DA, GM y BF se ha demostrado en diferentes estudios. Algunos de ellos realizados a través de disección anatómica, revelan una fuerte conexión entre el GM y el DA contralateral. En este sentido, estudios en cadáveres demostraron que fuerzas aplicadas sobre los músculos fueron transferidas directamente de un grupo muscular al otro a través de la FTL. [29] Esta relación recíproca que ha sido sugerida en el pasado, apenas empieza a documentarse en personas vivas. [30]

Por otro lado, estudios de electromiografía han demostrado que existe una relación recíproca contralateral entre el músculo DA y el GM, tanto en la marcha como durante la rotación aislada del tronco, en personas sanas y en personas con DASI. [31]

Figura 4. Vista posterior de la región lumbosacra después de la resección del GM y los músculos erectores de la columna.



Tomado de: Willard FH, Vleeming A, Schuenke MD, Danneels L and Schleip R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. J Anat. 2012;221: 507-536.

En la figura se evidencia la inserción de los multifidos lumbares en la unión toracolumbar y la unión del ligamento sacrotuberoso a la tuberosidad isquiática en donde también se inserta la cabeza larga del bíceps femoral.

Así mismo, se ha evidenciado que la contracción de los extensores lumbares, el BF y el GM logra aumentar la tensión sobre la ASI, apoyando el modelo de transferencia de cargas desde el tronco hacia los miembros inferiores, el cual se refuerza cuando los músculos comprimen activamente la ASI, evitando así el efecto de cizalladura [83] y que bajo condiciones de apoyo unipodal, la actividad EMG del BF aumenta significativamente comparada con el apoyo bipodal. [87]

Los resultados de los estudios corroboraron que el patrón de activación es recíproco entre la musculatura encargada de la estabilización de la ASI. Con claridad se establece la importante contribución de los extensores lumbares y OI por un lado y a los músculos GM y BF de otro lado, como principales

coadyuvantes en este proceso gracias a su acción directa sobre la ASI y al músculo DA contralateral gracias a su acción indirecta a través de sus inserciones en la FTL.

2.4 DISFUNCIÓN DE LA ARTICULACIÓN SACROILÍACA

Dentro de las funciones que cumple la ASI, están la de disminuir la tensión, la fuerza de torsión y las fuerzas de cizallamiento sobre los discos lumbares (L5, S1) durante la marcha.

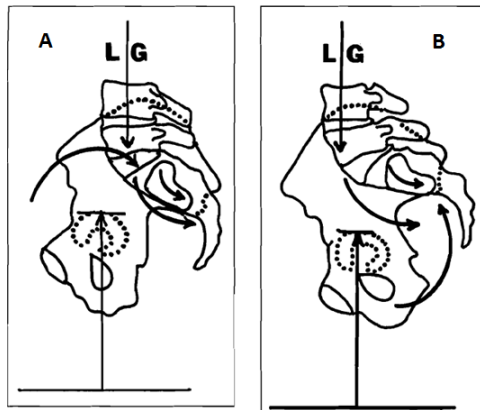
La disfunción sacroilíaca (DASI) podría ser considerada como una alteración patomecánica caracterizada por hipermovilidad o hipomovilidad de la ASI. , la primera causada por inestabilidad articular y la segunda por el bloqueo del sacro entre los dos huesos innominados, produciendo dolor localizado sobre la ASI o irradiado a diferentes zonas del miembro inferior. [58] [88] [89]

A continuación se describen cada uno de estos mecanismos.

Hipomovilidad de la ASI: Cuando la línea de gravedad pasa por delante del acetábulo y se aumenta la lordosis lumbar, el sacro rota hacia inferior creando una fuerza rotacional hacia anterior (Figura 5). Esta fuerza genera un deslizamiento del sacro y estira la cápsula anterior de la ASI precipitando el dolor agudo. El consecuente deslizamiento ocasiona el bloqueo del sacro y limita su movimiento accesorio, aumentando el estrés por torsión sobre los discos intervertebrales con el movimiento de rotación del tronco. [58] [88] Esto ocasiona que los movimientos vertebrales oscilatorios ocurran en la parte superior del sacro en vez de al interior de la ASI, lo cual aumenta las fuerzas de cizallamiento en el disco lumbosacro y genera sobrecarga articular y muscular causando dolor. [58] [88] Condición que aumenta cuando el apoyo pélvico proveniente de los músculos abdominales se encuentra comprometido por disminución de la fuerza de esta

musculatura, produciendo una rotación anterior de los huesos innominados sobre el sacro limitando sus movimientos y causando su acuñamiento y consecuente bloqueo. [88]

Figura 5. Caída de la línea de gravedad sobre el acetábulo durante la posición de pie.



Tomado de: DonTigny RL. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain syndrome. *Phys Ther.* 1990; 70(4): 250-265.

En la figura 5A se observa la ubicación de la línea de gravedad (LG) posterior al acetábulo ocasionando una rotación hacia posterior de la pelvis que mejora el deslizamiento hacia caudal del sacro en los huesos ilíacos. En la figura 5B se observa la ubicación de la LG anterior al acetábulo causando una rotación anterior de la pelvis que se opone al deslizamiento caudal del sacro.

Hipermovilidad de la ASI: Algunos estudios que comprueban el retraso en la activación de los músculos del tronco en personas con DL, especialmente los músculos de la pared abdominal y de aquellos que tienen una orientación transversa, (transverso abdominal, porciones bajas del oblicuo interno, de los multífidos, del psoas mayor, del dorsal ancho y del glúteo mayor) confirman que este déficit muscular también puede afectar la estabilidad de la columna vertebral. [24] [25] [34] [90]

Adicionalmente, la influencia hormonal en las mujeres, más exactamente de la relaxina, disminuye la fuerza intrínseca y la rigidez del colágeno ocasionando pérdida de la estabilidad en la ASI por alteración en las propiedades de los ligamentos que estabilizan la ASI. Los niveles de relaxina pueden estar incrementados durante la menstruación y el embarazo, etapas de la mujer en donde es más propensa a presentar dolor sobre la ASI. [91]

Debido a que las estructuras de tejido viscoelástico, como los ligamentos, muestran laxitud bajo carga prolongada, se cree que incluso en posturas sin restricciones como en la posición de pie y en sedente, se requiere un autoreforzo sobre la ASI. Es decir que una fuerza muscular adicional en combinación con las fuerzas de los ligamentos y fascias, es necesaria para mantener el sacro entre los huesos innominados; esto se ha denominado fuerza de cierre. [24] Este mecanismo es de principal importancia para evitar la aparición de DASI por hipermovilidad.

2.4.1 Diagnóstico de la Dasi. Para el diagnostico de DASI se ha considerado a la inyección intraarticular guiada por fluoroscopia como “la prueba de oro”; una técnica invasiva que debe ser realizada por un médico especialista.

Por otro lado, la reproducción del dolor sacroilíaco a través de las pruebas de exploración física de la DASI es avalado por la IASP (International Association for the Study of Pain); [73] a partir de la aplicación de un set de dichas pruebas, el fisioterapeuta puede establecer la presencia de disfunción articular.

Las pruebas de estrés o provocación de dolor en las estructuras de la ASI, [64] han mostrado buenos resultados de reproducibilidad [92] y validez [23] que apoyan su uso en la práctica clínica. [18] [59] (ANEXO A)

La evidencia actual sugiere que se requiere un régimen multitest de 3 o más pruebas positivas de provocación de dolor sacroilíaco, para diagnosticar la disfunción de la ASI. [92] [23] [93] [94] [95] [96]

Con base en la revisión de la literatura, los test usados en este estudio para el diagnóstico de DASI fueron: test de distracción, de compresión, de empuje del muslo o cizallamiento posterior, de Gaenslen, de empuje sacro y test de Patrick o FABER. En la sección de estandarización de las pruebas de evaluación se describe con detalle cada una de ellas.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 DISEÑO

Estudio observacional analítico de tipo corte transversal. [97]

3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Conformada por personas mayores de 18 años y menores de 60 años de ambos géneros, pertenecientes a la comunidad administrativa, operativa, docente y estudiantil tanto de pregrado como de postgrado de la Universidad Industrial de Santander que presentaron DL subagudo o crónico.

3.2.1 Criterios de inclusión y exclusión.

3.2.1.1 Inclusión. Fueron incluidas las personas con presencia de DL entre L5 y el pliegue glúteo, por más de cuatro semanas de evolución (subagudo y crónico), presencia de patología de disco intervertebral diagnosticada que se encontraban en etapa crónica.

3.2.1.2 Exclusión. Fueron excluidas personas con diagnóstico de: fibromialgia, signos de compresión del nervio ciático y mujeres embarazadas o en fase lútea de su ciclo menstrual. [91]

3.2.2 Muestra y muestreo. Fue realizado un muestreo no probabilístico. Se convocó a la comunidad universitaria a través de publicidad en formato físico en las carteleras de información en oficinas y aulas de la universidad, en medios digitales incluyendo el correo institucional y redes sociales, así como de forma presencial en las aulas de clase invitando a participar en el proyecto. Las personas interesadas en participar entraron en contacto con la evaluadora principal, se

verificó el cumplimiento de los criterios de inclusión y fue programada la evaluación.

3.2.3 Tamaño de la muestra. El cálculo del tamaño de muestra obedeció a los resultados de la prueba piloto, con base en las siguientes especificaciones de diseño: confianza del 95%, poder del 80% y una razón entre el grupo sin DASI y el grupo con DASI de 3:1, usando el comando Sampsi en el software Stata 13.0 y los promedios y desviación estándar de la variable fuerza muscular del GM. (Tabla 1)

El cálculo del tamaño de muestra fue realizado con cada una de las variables relacionadas con la función muscular, es decir, tanto la respuesta electromiográfica como la fuerza de cada músculo. Debido a que las variables electromiográficas presentaron una desviación estándar muy amplia, el tamaño de muestra calculado a partir de ellas era inviable para el desarrollo de la propuesta. Al calcular el tamaño de muestra con la variable fuerza muscular de cada músculo, el tamaño de muestra osciló entre 132 y 378 participantes y teniendo en cuenta que el GM es un estabilizador directo de la ASI, se optó por seleccionar este músculo para realizar el cálculo del tamaño de muestra final.

Se determinó que con una muestra total de 153 participantes se pueden establecer las diferencias propuestas.

Tabla 1. Calculo del tamaño de la muestra usando promedios de la variable fuerza del glúteo mayor.

Variable		Sin DASI Media $\pm$ DE	Con DASI Media $\pm$ DE	Razón 3:1 N por grupo	N total
Fuerza (lb)	GM D	32.49 $\pm$ 6.40	29.53 $\pm$ 5.35	115/38	153
	GM I	33.17 $\pm$ 5.25	29.77 $\pm$ 5.12	73/25	98

DE: desviación estándar, GM: glúteo mayor, D: derecho, I: izquierdo, DASI: disfunción de la articulación sacroilíaca, lb: libras

3.3 VARIABLES DEL ESTUDIO

3.3.1 Variables explicatorias.

Variables explicatorias principales: fueron medidas por el investigador principal y registradas de forma digital y escrita durante el proceso de evaluación.

- **Fuerza muscular:** Es la habilidad de los tejidos contráctiles de producir tensión en respuesta a una resistencia externa. Se evaluó con el dinamómetro manual modelo Microfet 2 (Hoggan Health Industries Inc), que registra la resistencia muscular en libras (lb). [98] [99]
- **Actividad EMG:** Es la actividad eléctrica generada en el músculo esquelético producto de la contracción muscular voluntaria. [100] Se registró durante el levantamiento de una carga del nivel del suelo desde una posición de estocada con el miembro inferior derecho en posición adelantada y posteriormente con el miembro inferior izquierdo. [101] [102] [103]

Se obtuvo el registro de la amplitud del RMS (del inglés Root Mean Square) en minivoltios (mv) y el tiempo de activación EMG determinada por la latencia en segundos (s) de los músculos dorsal ancho, glúteo mayor y bíceps femoral. [104]

Variables explicatorias secundarias

Sociodemográficas: fueron reportados por el participante de forma escrita durante el proceso de evaluación.

- **Edad:** registro de la edad en años, calculada a partir de la fecha de nacimiento.
- **Sexo:** se registró el género de acuerdo con la clasificación genotípica, como Femenino o Masculino.
- **Estrato socioeconómico:** los participantes fueron clasificados según lo establece la ley colombiana 142 de 1994 y como hasta la fecha lo realiza el DANE (Departamento Administrativo Nacional de Estadística): (1) Bajo-bajo, (2) Bajo, (3) Medio-bajo, (4) Medio, (5) Medio-alto y (6) Alto. [105]
- **Nivel educativo:** los participantes fueron clasificados en las categorías básica primaria, básica secundaria, nivel de pregrado y nivel de posgrado según lo establece el Ministerio de Educación Nacional. [106]
- **Ocupación:** los participantes fueron clasificados de acuerdo con la labor que desempeña dentro de la comunidad activa de la Universidad Industrial de Santander en estudiante, docente, trabajador administrativo o trabajador operativo.
- **Antropométricas:** Se calculó el Índice de Masa Corporal (kg/cm²) a partir del registro del peso (kilogramos) y la estatura (centímetros). [107]

Antecedentes clínicos: fueron reportados por el participante de forma verbal y escrita durante el proceso de evaluación.

- **Enfermedades de disco intervertebral:** Se registró si el participante presentó diagnóstico médico confirmado de enfermedad de disco intervertebral como hernia discal, abombamiento de disco intervertebral, espondilólisis, espondilolistesis o fracturas de cuerpos vertebrales.
- **Intensidad del dolor:** es la estimación cuantitativa de la severidad o magnitud del dolor percibido. [108] Se evaluó al reposo, a la palpación sobre la ASI y

durante el levantamiento de una carga del nivel del suelo desde una posición de estocada con el miembro inferior dominante en posición adelantada y posteriormente el no dominante, mediante la escala análoga visual (EAV).

- **Tiempo de inicio del episodio(s) de dolor lumbar:** se registró el tiempo transcurrido entre el primer episodio de DL presentado por el participante y el momento de la evaluación.
- **Tiempo de evolución del dolor:** Se clasificó en sub aguda (4-12 semanas) o crónico (más de 12 semanas). [2]
- **Consumo de analgésicos:** Se registró si el participante utilizó medicamentos con fines de analgesia durante las últimas 12 horas, el tipo y nombre del analgésico que consumía. Estos analgésicos pueden ser Opioides, AINES y no-AINES y el efecto de estos medicamentos puede oscilar entre 4 a 8 horas. [109]
- **Tratamiento previo:** se indagó al participante y se registró si había recibido tratamiento médico, fisioterapéutico u otro previo a la evaluación.
- **Tiempo en sedentario:** Se consignó el tiempo en el cual el participante permaneció sentado un día a la semana durante los 7 días previos a la evaluación. Fue evaluado a través de la pregunta 7 del IPAQ, Cuestionario Internacional de Actividad Física, versión corta (de sus siglas en ingles International Physical Activity Questionnaire). [110] [111]
- **Nivel de actividad física:** Se preguntó por el nivel de actividad física a través de dos preguntas:
 1. De las siguientes opciones, ¿cual describe mejor su nivel de actividad física? [112]
 - Vigorosamente activo:** suda y aumenta los latidos del corazón y la respiración de forma tal que no puede hablar, durante al menos 30 minutos, 3 veces por semana.
 - Moderadamente activo:** suda y aumenta los latidos del corazón y la respiración pero puede continuar hablando, al menos 3 veces por semana.

Rara vez activo: prefiere actividades sedentarias, como permanecer sentado, leer, conversar con las personas o cuidar a los niños.

2. En comparación con otras personas de su edad, usted considera que es:

Más activo, casi igual de activo o menos activo.

- **Funcionalidad:** Es la capacidad que tiene el individuo de desarrollar las actividades funcionales de la vida diaria. [113] Se evaluó mediante la aplicación del Oswestry, escala de discapacidad por DL en español. [114]

3.3.2 Variable de salida.

- **DASI positiva:** Las personas se clasificaron con DASI positiva cuando obtuvieron 3 o más pruebas de provocación de dolor positivas.
- **DASI negativa:** Las personas se clasificaron con DASI negativa cuando no obtuvieron pruebas de provocación de dolor positivas u obtuvieron menos de 3 pruebas positivas.

3.4 PROCEDIMIENTOS

El proyecto de investigación se llevó a cabo en tres fases. (Figura 6): I) Fase de estandarización, II) Prueba piloto, III) Desarrollo de la propuesta. En cada una de las fases del estudio se respetó el esquema de evaluación de los participantes. (Figura 7) Cada una de ellas se describe a continuación.

3.4.1 Estandarización de los procedimientos de evaluación. Fue estandarizada la evaluación de la fuerza muscular, la evaluación EMG, la aplicación de la EAV, las pruebas de provocación de dolor y el diligenciamiento del Oswestry. Se realizó con 5 personas con presencia de DL, pertenecientes a la comunidad universitaria activa de la Universidad Industrial de Santander. Fueron evaluados por una fisioterapeuta, estudiante de Maestría en fisioterapia, con experiencia clínica de 6 años en el área musculoesquelética, con entrenamiento en los procedimientos de

evaluación ya mencionados. Las evaluaciones se realizaron en un único día y su completa ejecución tardó 2 horas.

Los participantes fueron evaluados con la menor cantidad de ropa posible, los hombres vistieron únicamente pantaloneta y las mujeres un top y lycra corta.

Figura 6. Descripción de las fases del estudio y procedimiento de la prueba piloto.

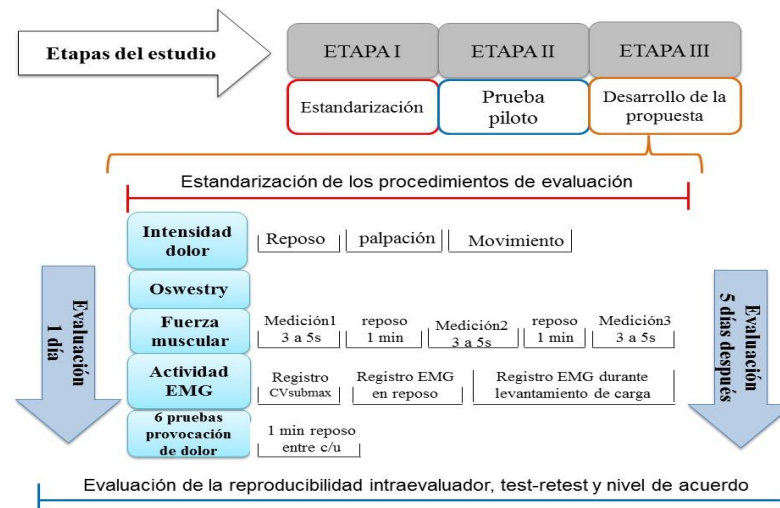
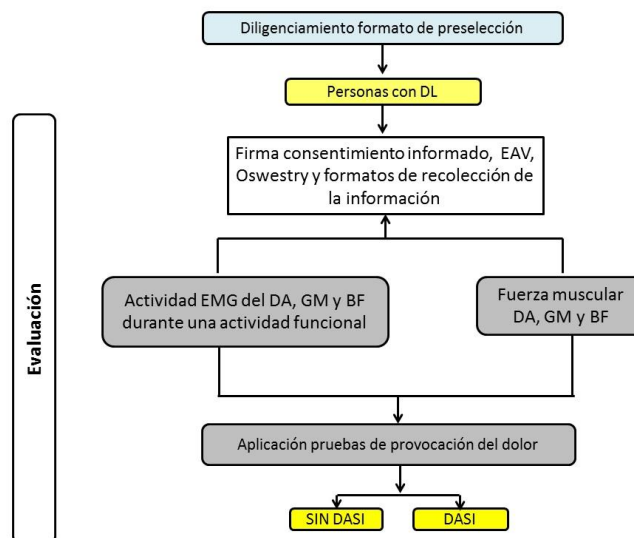


Figura 7. Flujograma del protocolo de reclutamiento y evaluación de los participantes durante el estudio.



3.4.1.1 Evaluación de la fuerza muscular. La evaluación de la fuerza muscular de los músculos GM, DA y BF se realizó a través de dinamometría manual y se siguieron las recomendaciones de Kendall & Kendall [115] para el EMM, utilizando el test de ruptura. (ANEXO C)

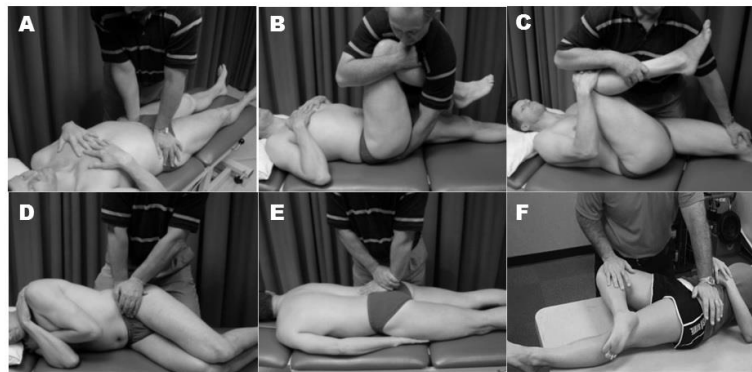
3.4.1.2 Evaluación de la actividad electromiográfica (EMG). La evaluación de la actividad EMG se realizó a través de EMG de superficie y se registró durante el levantamiento de una carga desde el nivel del suelo. Fueron evaluados los músculos DA, GM y BF de forma bilateral, posicionando los electrodos según las recomendaciones del SENIAM. [104] Se registraron tres datos de la contracción voluntaria isométrica máxima (CVIM) para cada músculo en posición prona y se utilizó el promedio de las mediciones para la normalización de los datos EMG obtenidos durante la actividad. (ANEXO D)

Para el análisis de los datos, se utilizó un archivo de instrucción en el software “Matlab”, el cual permitió calcular la amplitud RMS y la latencia. (ANEXO E)

3.4.1.3 Pruebas de provocación del dolor. Las pruebas (Figura 8) fueron aplicadas en todos los participantes por una fisioterapeuta entrenada y el orden de aplicación obedeció a la reducción del estrés sobre la región lumbopelvica, iniciando con el participante en posición supina, siguiendo al decúbito lateral y finalizando en decúbito prono. (ANEXO F)

El diagnóstico de DASI se estableció a través de un régimen multitest, es decir, si 3 o más de las 6 pruebas aplicadas dieron positivo. [23] [92] [93] [94] [95] [96]

Figura 8. Pruebas de provocación de dolor.



- A. Test de distracción,
- B. Test de empuje del muslo,
- C. Test de Gaenslen,
- D. Test de compresión,
- E. Test de empuje sacro,
- F. Test de FABER.

Tomado de: Laslett M, Aprill CN, McDonald B and Young SB. Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests. *Man Ther.* 2005; 10: 207-218.

3.4.1.4 Evaluación de la intensidad del dolor. Todos los participantes diligenciaron el formato de preselección en el cual identificaron el tiempo de evolución, la intensidad y localización del dolor al reposo sobre una imagen del cuerpo humano. El dolor a la palpación se evaluó sobre la ASI. Una región de cambios sensoriales que comprende el área inferior y medial de la EIPS y que abarcaba aproximadamente tres centímetros de ancho y 10 centímetros de largo, conocida como “signo de Fortin”. [116] Posteriormente se evaluó la intensidad del dolor sobre la ASI al realizar la actividad propuesta para la evaluación EMG.

3.4.1.5 Evaluación de la funcionalidad. Se entregó al participante, en formato físico, la escala de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry. Para la aplicación de este formato de autoreporte se explicó que las preguntas correspondían al día de la evaluación y no al pasado. El participante leyó y marcó la opción que mejor respondía a cada una de las preguntas.

3.5 PRUEBA PILOTO

Se determinó la reproducibilidad intraevaluador y el nivel de acuerdo de los métodos de medición y se realizó el cálculo del tamaño de muestra. Participaron

30 personas pertenecientes a la comunidad activa de la Universidad Industrial de Santander, quienes cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión del estudio y todas las mediciones se llevaron a cabo en la Escuela de Fisioterapia de la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander.

3.5.1 Evaluación de la reproducibilidad intraevaluador, test-retest y nivel de acuerdo. Tuvo como objetivo general, determinar la reproducibilidad intraevaluador y el nivel de acuerdo del registro de la fuerza muscular, de la EMG, de las pruebas de provocación de dolor, y la reproducibilidad test-retest de la EAV y el Oswestry. Adicionalmente, los datos obtenidos en esta fase fueron utilizados para realizar el cálculo del tamaño de la muestra. (ANEXO G)

3.5.2 Análisis de los datos de la prueba piloto. La doble digitación de la base de datos se realizó en el programa Microsoft Excel para la validación de las mismas en el software STATA IC 13.0, con el cual se llevó a cabo el análisis de la información considerando un nivel de significancia $\alpha=0.05$. [117]

Para el análisis de la prueba piloto inicialmente se evaluó la normalidad de las variables a través de la prueba de Shapiro Wilk. [118]

Se describieron las características de las variables de control de la población a través de medidas de tendencia central y de dispersión (promedio y desviación estándar para las variables con distribución normal o mediana y rango intercuartílico para las no normales).

Para determinar la reproducibilidad intraevaluador y test-retest se utilizó el Coeficiente de Correlación Intraclass (CCI) (2,k) [119] y para determinar el nivel de acuerdo entre las mediciones intraevaluador y test-retest de los instrumentos de medición de la intensidad de dolor y del Oswestry se utilizó el método de Bland y Altman. [120]

La interpretación de los coeficientes resultantes en la evaluación de la reproducibilidad se realizó según la clasificación de Landis y Koch. Valores entre 0,81-1,00 acuerdo casi perfecto, 0,61-0,80 considerable, 0,41-0,60 moderado, 0,21-0,40 justo, 0,00-0,20 leve y <0,00 pobre. [121]

3.6 DESARROLLO DE LA PROPUESTA

Una vez obtenido el aval del comité de ética y habiendo concluido la prueba piloto, se inició el reclutamiento de la muestra realizando convocatoria a la comunidad universitaria a través de medios físicos y digitales.

Fueron reclutadas personas con diagnóstico de DL que cumplieron los criterios de inclusión del estudio y que aceptaron participar en el mismo. La evaluación de los participantes se realizó con la misma secuencia descrita en la figura número 7.

4. ANÁLISIS DE LA INFORMACIÓN

Para el análisis de la fase final del proyecto, inicialmente se identificaron y codificaron las variables del estudio. La base de datos se digitó por duplicado en el programa Microsoft Office Excel, luego se realizó la respectiva validación y análisis y el total del análisis de la información fue realizado en el software STATA IC 13.0 [117] considerando un valor de significancia alfa de 0.05.

Análisis según la variable de salida principal

Analisis univariado: se realizó inicialmente la evaluación de la normalidad de la distribución de las variables explicatorias, en escala de razón (intensidad del dolor, fuerza muscular, amplitud EMG, latencia EMG y funcionalidad) aplicando la prueba de Shapiro Wilk, Skewness and Kurtosis, Ladder of Powers y el análisis gráfico por medio del histograma y Q-Q Plot, con el fin de determinar las pruebas estadísticas paramétricas o no paramétricas para el análisis bivariado de las mismas. [122] Posteriormente se describieron las características de las variables de control de la población del estudio a través de medidas de tendencia central y de dispersión y para las variables es escala nominal y ordinal se presentaron en tablas de frecuencia. [123]

Analisis bivariado: se evaluó el efecto de las variables explicatorias (intensidad del dolor, fuerza muscular, actividad electromiográfica y funcionalidad) sobre la variable de salida principal a través de la regresión log binomial simple con el fin de estimar las razones de prevalencia (RP), sus IC del 95% y los valores de p.

Analisis multivariado: La elaboración del modelo explicatorio siguió las recomendaciones de Greenland [124] atendiendo el principio de parsimonia. Adicionalmente, partiendo de la evidencia científica que ha mostrado una asociación positiva entre el género femenino y la edad con la DASI, [93] [22] estas

dos variables fueron incluidas en el proceso de modelaje en forma permanente, una vez se determinó en el análisis bivariado aquellas variables que demostraron una significancia estadística con un valor de $p \leq 0.25$ o una modificación del efecto superior al 10% como potenciales confusoras. La bondad de ajuste del modelo final se evaluó mediante la prueba de Linktest cuya probabilidad cercana a 1, indica un buen ajuste del modelo.

5. CONTROL DE SESGOS

5.1 SESGO DE SELECCIÓN

- Existe un potencial sesgo de selección debido a que el 70% de la población evaluada pertenece al grupo de menores de 30 años y la participación de la comunidad docente y operativa fue baja, condición que pudo influir sobre los resultados del estudio.
- La información de las variables como el tiempo de evolución del DL, tiempo en comportamientos sedentarios y el nivel de actividad física fue obtenida por autoreporte, condición que genera un potencial sesgo de selección debido a que la información suministrada puede sobreestimarse o subestimarse.

5.2 SESGO DE CLASIFICACIÓN

- Se minimizó mediante una prueba piloto que determinó las propiedades psicométricas (reproducibilidad intraevaluador y nivel de acuerdo) de los procedimientos a realizar.
- Se minimizó por medio del enmascaramiento del evaluador principal debido a que solo conocía si el participante presentaba diagnóstico positivo o negativo de DASI hasta el final de la evaluación.

5.3 SESGO DE CONFUSIÓN

- Se controló por medio del ajuste de las variables de control (edad, género, tiempo de evolución, uso de medicamento, presencia de patología de columna vertebral, nivel de actividad física, entre otros) en el análisis multivariado.

6. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Todos los procedimientos tuvieron como referente las normas de la buena práctica clínica y principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos, definidas en la última revisión de la declaración de Helsinki en 1954 y revisada por la 52^a asamblea general en Edimburgo, (Escocia) en el año 2000 [125] y la resolución 008430 del 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, en el cual se dictan las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. [126] Según esta última, el estudio es considerado de riesgo mínimo ya que no incluye ningún procedimiento invasivo.

Todos los participantes incluidos en este estudio firmaron un consentimiento informado donde se describieron claramente los beneficios y los posibles efectos colaterales de la aplicación de las técnicas de evaluación, al igual que se dejó claro a los participantes que estaban en libre derecho de suspender los procedimientos si así lo deseaban. Adicionalmente, se garantizó el cumplimiento de los principios éticos de respeto, mediante el trato y el reconocimiento de la autonomía de las personas que participaron en el estudio.

Autonomía al informar de las actividades por desarrollar en la investigación a las personas seleccionadas para el estudio, permitiendo que los participantes decidieran en forma libre y voluntaria su participación, sin coacción alguna.

Beneficencia, atendiendo al objetivo propuesto de analizar la función de los músculos DA, GM y BF en personas con DL relacionado con DASI para contribuir en el entendimiento de esta condición y poder proponer futuras intervenciones que favorezcan su resolución.

Veracidad, pues toda la información se comunicó en forma clara y sencilla a los participantes del estudio, así como el manejo que se dio a la información recolectada.

Se garantizó además el cumplimiento al principio de confidencialidad, puesto que cada participante fue identificado en forma independiente con un código numérico para el manejo de la información en la base de datos.

El protocolo de investigación, fue aprobado por el comité de ética para la investigación científica de la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander.

Al finalizar los procedimientos de evaluación, cada participante recibió un plan de ejercicios y recomendaciones acorde a cada caso para que realizara en casa. Este plan de ejercicios fue explicado por la fisioterapeuta investigadora una vez concluida la evaluación.

7. RESULTADOS

7.1 RESULTADOS DE LA PRUEBA PILOTO

Ver anexo G.

7.2 RESULTADOS DE LA FASE FINAL: DESARROLLO DE LA PROPUESTA

Fue evaluada una muestra total de 136 participantes que cumplieron con los criterios de inclusión durante el periodo comprendido entre agosto de 2016 y febrero de 2017. Finalmente, 54 participantes presentaron diagnóstico positivo de DASl y 82 diagnóstico negativo de DASl.

A continuación se presentan los resultados de acuerdo con los objetivos específicos del estudio.

Establecer la prevalencia de DASl en la población de estudio en relación con el número de pruebas de provocación de dolor positivas.

De acuerdo con el resultado de la aplicación de las pruebas de provocación de dolor, la población evaluada en este estudio presento una prevalencia de DASl del 40%. A continuación se discrimina la prevalencia de DASl en relación con el tipo de prueba (Figura 9) y el número de pruebas de provocación de dolor positivas.

En la tabla 2 se presenta el porcentaje de pruebas positivas encontradas en la población de estudio observando que el 25% de la población evaluada presentó al menos una prueba positiva, el 16% cumplió con el criterio internacional de al menos 3 pruebas positivas para establecer el diagnóstico de DASl y únicamente el 5% de los participantes presentó 6 pruebas positivas.

Figura 9. Prevalencia de las pruebas de provocación de dolor

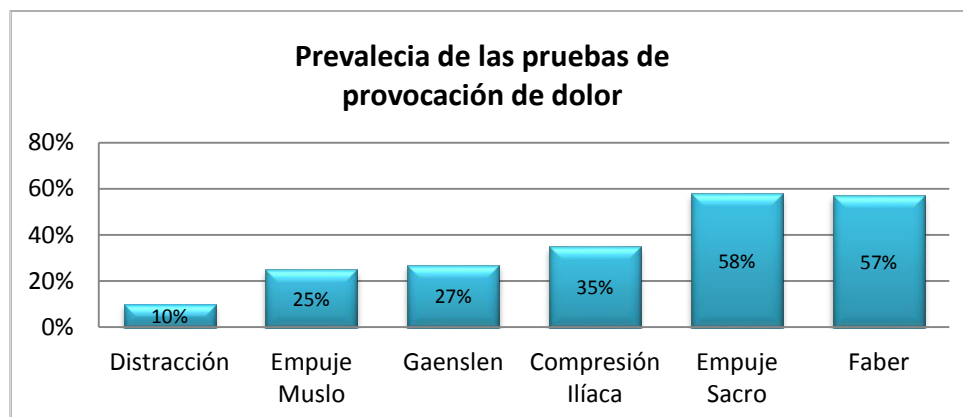


Tabla 2. Prevalencia de DASI en los participantes según la cantidad de pruebas de provocación de dolor positivas.

Pruebas positivas	n (%)
0	24 (17.65)
1	35 (25.74)
2	23 (16.91)
3	22 (16.18)
4	21 (15.44)
5	6 (4.41)
6	5 (3.68)

Describir las características sociodemográficas, antropométricas, antecedentes clínicos, el nivel de actividad física, el tiempo en sedentario y la funcionalidad según la manifestación de la DASI.

En la tabla 3 se presentan las variables sociodemográficas, antropométricas y el nivel de actividad física según la manifestación de la DASI. Solo se observa diferencia significativa en el género femenino, los menores de 30 años y en los participantes con índice de masa corporal normal quienes presentan diagnóstico positivo de disfunción.

Tabla 3. Análisis de las variables sociodemográficas, antropométricas y nivel de actividad física según la manifestación de la DASI.

Variable	Total (n:136)	DASI (+) (n:54)	DASI (-) (n:82)	P
		n (%)	n (%)	
Género				0.001*
Femenino	72	38 (52.8)	34 (47.2)	
Masculino	64	16 (25.0)	48 (75.0)	
Edad				0.013*
≤ 30 años	103	47 (45.6)	56 (54.4)	
> 30 años	33	7 (21.2)	26 (78.8)	
IMC				0.025*
Peso normal	99	45 (45.5)	54 (54.5)	
sobrepeso	37	9 (24.3)	28 (75.7)	
Ocupación				0.095
Estudiante	100	45 (45.0)	55 (55.0)	
Docente	16	6 (37.5)	10 (62.5)	
Administrativo	15	2 (13.3)	13 (86.7)	
Operativo	5	1 (20.0)	4 (80.0)	
Escolaridad				0.108
Básica secundaria	10	1 (10.0)	9 (90.0)	
Pregrado	101	44 (43.6)	57 (56.4)	
Posgrado	25	9 (36.0)	16 (64.0)	
Estrato				0.898
Bajo	33	14 (42.4)	19 (57.6)	
Medio	97	38 (39.2)	59 (60.8)	
Alto	6	2 (33.3)	4 (66.7)	
Nivel actividad física				0.091
Bajo	56	18 (32.1)	38 (67.9)	
Moderado	62	25 (40.3)	37 (59.7)	
Vigoroso	18	11 (61.1)	7 (38.9)	

*valores de p <0.05

En la tabla 4 se presentan las variables clínicas según la manifestación de DASI, se encuentran diferencias significativas en la población con dolor a la palpación >3 cm y al movimiento >2cm según la escala análoga visual (EAV) en el grupo con disfunción positiva.

Tabla 4. Análisis de los antecedentes clínicos de los participantes según la manifestación de la DASl.

Variable	Total (n:136)	DASI (+) (n:54) n (%)	DASI (-) (n:82) n (%)	P
Evolución del dolor				0.257
Subagudo	21	6 (28.6)	15 (71.4)	
Crónico	115	48 (41.7)	67 (58.3)	
Tiempo de duración del dolor n (%)				0.659
≤60 meses	118	46 (38.9)	72 (61.0)	
>60 meses	18	8 (44.4)	10 (55.6)	
Patología presente n (%)				0.118
Si	35	10 (28.6)	25 (71.4)	
No	101	44 (43.6)	57 (56.4)	
Uso medicamento n (%)				0.445
Si	12	6 (50.0)	6 (50.0)	
No	124	48 (38.7)	76 (61.3)	
Tratamiento previo n (%)				0.686
Si	57	23 (40.4)	34 (59.6)	
No	79	31 (39.2)	48 (60.8)	
Tipo tratamiento n (%)				0.912
Ninguno	79	31 (39.2)	48 (60.7)	
Fisioterapia	53	21 (39.6)	32 (60.4)	
Otros	4	2 (50.0)	2 (50.0)	
Tiempo en sedentario n (%)				0.619
≤8h	64	23 (35.9)	41 (64.1)	
>8h	61	27 (44.3)	34 (55.7)	
>15h	11	4 (36.7)	7 (63.6)	
Dolor reposo n (%)				0.288
≤ 3 cm	83	30 (36.1)	53 (63.9)	
>3 cm	53	24 (45.3)	29 (54.7)	
Dolor palpación n (%)				0.007*
≤ 3 cm	62	17 (27.4)	45 (72.6)	
>3 cm	74	37 (50.0)	37 (50.0)	
Dolor movimiento n (%)				0.001*
≤ 2 cm	99	31 (31.3)	68 (68.7)	
>2 cm	37	23 (62.2)	14 (37.8)	
Funcionalidad n (%)				0.634
Sin limitación	49	19 (38.8)	30 (61.2)	
Limitación leve	76	32 (42.1)	44 (57.9)	
Limitación moderada	11	3 (27.3)	8 (72.7)	

*valores de p <0.05

En la tabla 5 se presentan las variables de fuerza muscular según la manifestación de DASI y al analizar la variable en los diferentes músculos, no se evidencia diferencia estadísticamente significativa en la población evaluada.

Tabla 5. Análisis de la fuerza muscular de los participantes según la manifestación de la DASI

Fuerza (Lb)	DASI (+) (n:54)	DASI (-) (n:82)	P
	<i>X ± DE</i>	<i>X ± DE</i>	
Dorsal ancho derecho+	15.17(7.3)	17.33(8.3)	0.14
Dorsal ancho izquierdo+	14.33(8)	18.5 (9.6)	0.07
Glúteo mayor derecho	33.61±4.3	32.04±5.0	0.06
Glúteo mayor izquierdo	34.73± 5.2	33.49±4.8	0.16
Bíceps femoral derecho	38.10±8.3	39.00±10.9	0.61
Bíceps femoral izquierdo	37.35±7.6	38.29±10.2	0.56

*valores de p <0.05, + Mediana (RI), promedio (X), desviación estándar (DE)

En la tabla 6 se presenta la mediana (RI) de la variable amplitud EMG para cada músculo y se evidencia una diferencia significativa para el registro del DA izquierdo y GM izquierdo al realizar la actividad con el MII y del DA y GM bilateral al realizar la actividad con el MID, con un predominio del incremento en la amplitud a favor del grupo de DASI positiva.

Tabla 6. Análisis de la amplitud RMS de los participantes, cómo porcentaje de la CVIM, según la manifestación de la DASI.

Amplitud RMS	DASI (+) (n:54)	DASI (-) (n:82)	P
	<i>mediana (RI)</i>	<i>mediana (RI)</i>	
Actividad con el MID			
DA derecho	21.88(25.40)	19.24(19.32)	0.11
DA izquierdo	26.29(22.03)	20.88(23.04)	0.02*
GM derecho	60.83(34.70)	61.31(35.85)	0.51
GM izquierdo	50.31(36.61)	39.54(32.53)	0.02*
BF derecho	57.80(34.82)	60.90(34.45)	0.81
BF izquierdo	45.06(29.61)	45.81(29.14)	0.73
Actividad con el MII			
DA derecho	27.41(29.46)	17.43 (19.90)	0.002*
DA izquierdo	29.21(35.43)	21.11(20.20)	0.01*
GM derecho	57.55(30.49)	44.32(33.07)	0.03*
GM izquierdo	67.09(46.37)	55.83(32.46)	0.02*
BF derecho+	44.82±18.13	44.22±18.38	0.29
BF izquierdo	71.36(35.00)	61.05(30.80)	0.20

*valores de $p < 0.05$, + Promedio (DE), rango intercuartilico (RI)

En la tabla 7 se presenta la mediana (RI) de la variable latencia EMG para cada músculo y se evidencia una diferencia significativa para el DA derecho al realizar la actividad tanto con el MII como con el MID, presentando un retraso en la activación a favor del grupo de DASI positiva.

Tabla 7. Análisis de la latencia EMG de los participantes según la manifestación de la DASI.

Latencia	DASI (+) (n:54)	DASI (-) (n:82)	P
	<i>mediana (RI)</i>	<i>mediana (RI)</i>	
Actividad con el MID			
DA derecho	0.08(0.78)	-0.10(0.61)	0.03*
DA izquierdo	-0.04(0.46)	-0.12(0.39)	0.12
GM derecho	0.02(0.48)	-0.04(0.42)	0.42
GM izquierdo+	0.56±0.75	0.61±0.69	0.75
BF derecho	-0.24(0.33)	-0.13(0.46)	0.13
BF izquierdo+	0.46±0.82	0.42± 0.80	0.78
Actividad con el MII			
DA derecho	0.49(0.62)	-0.18(0.39)	0.008*
DA izquierdo+	-0.001±0.48	-0.10±0.47	0.24
GM derecho	0.42(0.77)	0.55(0.61)	0.27
GM izquierdo	-0.13(0.37)	-0.03(0.24)	0.33
BF derecho+	0.23±0.74	0.39±0.90	0.28
BF izquierdo	-0.22(0.37)	-0.18(0.34)	0.66

*valores de $p < 0.05$, + Promedio (DE), rango intercuartílico (RI)

Evaluar posibles asociaciones entre la actividad eléctrica y la fuerza muscular de los músculos DA, GM y BF ajustados por las características de la población de estudio con la manifestación de la DASI.

La evaluación de las posibles asociaciones entre las variables sociodemográficas, antropométricas, nivel de actividad física, fuerza muscular, amplitud y latencia EMG con la manifestación de DASI siguió el modelo de regresión Log binomial simple y múltiple. Para las especificaciones del modelaje se siguieron las recomendaciones de Greenland, incluyendo en el análisis aquellas variables que en la regresión binomial simple presentaron una significancia estadística con un valor de $p \leq 0.25$. (ANEXO O)

El análisis preliminar de las regresiones simples mostro asociación para las variables sociodemográficas (edad>30, género masculino, ocupación administrativo y escolaridad posgrado), para la variable actividad física vigorosa,

para las variables clínicas (ausencia de patología previa, dolor >3cm a la palpación y > de 2cm al movimiento), para las variable de fuerza (fuerza DA derecho e izquierdo y GM derecho), para las variables EMG de amplitud (DA izquierdo y GM izquierdo ejecutada con el MID, DA derecho e izquierdo, GM izquierdo y BF izquierdo ejecutada con el MII) y latencia (DA derecho y GM derecho ejecutada con el MID y DA derecho e izquierdo y GM izquierdo ejecutado con el MII).

Por lo tanto, de acuerdo con los criterios de Greenland, se seleccionaron aquellas variables que en el modelo bivariado (ANEXO O) demostraron una significancia estadística de $p \leq 0.25$ para explorar las asociaciones en el modelo multivariado a partir de un modelo saturado.

Tabla 8. Factores asociados a la disfunción sacroilíaca en los participantes del estudio.

Variable	Modelo sin ajustar				Modelo ajustado			
	RP	EE	IC	<i>p</i>	RP	EE	IC	<i>p</i>
Sociodemográficas								
Edad >30	0.46	0.16	0.23 - 0.93	0.030	0.45	0.15	0.24 - 0.85	0.014
Género femenino	2.11	0.51	1.31 - 3.40	0.002	2.35	0.52	1.52 - 3.62	0.0001
Clínicas								
Actividad física moderada	1.25	0.31	0.77 - 2.04	0.361	1.31	0.27	0.88 - 1.97	0.184
Actividad física vigorosa	1.90	0.51	1.12 - 3.22	0.017	2.13	0.52	1.32 - 3.43	0.002
Electromiográficas								
Latencia > 0.1 seg del DA derecho ejecutada con MII	1.76	0.37	1.17 - 2.65	0.007	1.53	0.29	1.05 - 2.23	0.027

RP: razón de prevalencias, EE: error estándar, IC: intervalo de confianza.

n: 136, Linktest ($p=0.66$).

Finalmente en la tabla 8 se evidencia que existe una asociación negativa entre los mayores de 30 años con la manifestación de DASI y una asociación positiva del

género femenino, la actividad física moderada y vigorosa y la latencia del DA derecho al realizar la actividad con el MII con la manifestación de DASI.

La confusión fue controlada incluyendo las variables de género y edad en el proceso de modelaje de forma forzada desde el inicio del mismo. De esta manera, las variables explicatorias que se incluyeron en el modelo multivariado, fueron ajustadas por género y edad, cuando se incluyeron. De otro lado, al comparar las asociaciones en el modelo sin ajustar y ajustado, es claro que no hay modificaciones de las mismas superiores al 10%. Por lo tanto, la asociación de actividad física y latencia > 0.1 segundos del DA con la manifestación de DASI están ajustadas por género y edad y no existió asociación con ninguna otra variable.

8. DISCUSIÓN

Prevalencia de DASI en la población evaluada en relación con el número de pruebas de provocación de dolor positivas.

De acuerdo con el resultado de la aplicación de las pruebas, la población evaluada presentó una prevalencia de DASI del 40%. Estos hallazgos son consistentes con lo referido en la literatura donde se describe a la articulación sacroilíaca (ASI) como una fuente de DL con prevalencias entre 10 a 62% empleando pruebas de provocación de dolor para su diagnóstico. [127] [128]

Schwarzer y colaboradores encontraron una prevalencia entre 13 y 30% de DASI detectado a través de una combinación entre el bloqueo articular y pruebas de provocación del dolor (PPD) en 199 personas con dolor lumbo-pélvico [128] y por otro lado, en otro estudio realizado en 1293 personas, la prevalencia DASI fue del 22,5%. [129] En estudios más recientes Laslett y colaboradores identificaron una prevalencia entre el 29 y 50% en una muestra de 85 personas con dolor y sin DL, [23] mientras que Ramírez y Camargo reportaron una prevalencia del 36% de DASI en población de estudiantes universitarios con DL. [22]

El diagnóstico de DASI en este estudio se basó en la aplicación de 6 PPD con los mejores resultados de sensibilidad y especificidad reportados en la literatura. [127] [130] [93] Considerando el diagnóstico positivo de DASI cuando tres o más de ellas fueron positivas. [131] [132] [133] [95] [94] [134] [23] [135]

De acuerdo con los resultados obtenidos, el 16% de la población registró 3 PPD positivas. En este sentido, Van der wurff y colaboradores identificaron que 3 pruebas positivas muestran resultados óptimos para los valores de sensibilidad (0.85), especificidad (0.79), valor predictivo negativo (0.87), valor predictivo positivo (0.77) y una razón de probabilidades positiva (4.02), validando así el

régimen multitest. De esta manera, cuando 3 pruebas de provocación son positivas, existe una probabilidad mayor de identificar verdaderos positivos y que el dolor esté relacionado con la ASI. [96]

Para nuestro conocimiento, ningún estudio ha reportado la prevalencia individual de las PPD. En este estudio, el 26% de la población evaluada presentó una prueba positiva y el 17% presentó dos pruebas positivas; de acuerdo con la premisa planteada por Vander wurff en 2006, esto indica una baja probabilidad de que la ASI sea la causa del DL. [96] Sin embargo, Broadhurts y colaboradores plantean que la causa del DL en estos participantes no podría atribuirse al compromiso intra-articular de la ASI pero si a sus tejidos extra-articulares. [130]

En este estudio se encontró que la prueba de distracción presentó la menor prevalencia (10%). Esta prueba ha sido reportada por Laslett y colaboradores con alta especificidad (0.81 y 0.88), [23] lo cual podría explicar la gran utilidad de esta prueba para identificar verdaderos negativos.

Por otro lado, la prueba de FABER y empuje sacro presentaron la mayor prevalencia con 57 y 58% respectivamente. De acuerdo con la literatura, estas pruebas poseen alta capacidad para identificar verdaderos positivos como lo demuestran los estudios de Laslett y Broadhurts, en donde estas pruebas presentaron valores de sensibilidad de 0.77 y especificidad de 1.00 para la prueba de FABER, [130] mientras que para el empuje sacro, laslett y colaboradores obtuvieron una sensibilidad de 0.63 y especificidad de 0.75. [93] Lo anterior podría explicar su alta frecuencia en la población evaluada.

La prueba de empuje del muslo, Gaenslen y compresión iliaca presentaron prevalencias de 25, 27 y 35%, respectivamente. Algunos autores han reportado resultados buenos de sensibilidad para estas pruebas que oscilan entre 0.50 y 0.88, [130] [23] [136] mientras que su especificidad se encuentra entre 0.69 y 0.80.

[130] [136] [93] Además, se han reportado buenos valores predictivos positivo (0.71) y negativo (0.88). [136] A pesar de su baja prevalencia, estas pruebas son consideradas válidas y tienen alta capacidad para establecer el diagnóstico de DASI en la población.

Características sociodemográficas, antropométricas, antecedentes clínicos, nivel de actividad física y función muscular, según la manifestación de la DASI.

Al comparar el grupo con DASI y el grupo sin DASI, se identificó que las mujeres presentaron mayor prevalencia de disfunción con un 70% sobre el total de la población con DASI (54 personas) y con el 53% de prevalencia sobre el total de la población femenina (72 mujeres) que participó en el estudio.

En relación con el género se sabe que los cambios hormonales en la mujer someten a los tejidos peri-articulares a una mayor probabilidad de lesión. Específicamente la relaxina liberada por el cuerpo lúteo, disminuye la fuerza intrínseca y la rigidez del colágeno, reduciendo la rigidez de los ligamentos del cuerpo y haciendo que se vuelvan más móviles, disminuyendo su capacidad estabilizadora en las articulaciones. [137]

En este estudio, la influencia hormonal fue controlada programando la fecha de evaluación en un día en el la participante estuviera fuera de la fase lútea de su ciclo menstrual; sin embargo, no todas presentaban un ciclo regular que pudiera garantizar la ausencia de esta influencia hormonal.

En cuanto a la edad, el 87% de la población con DASI en este estudio se encontró entre los 18 y 30 años. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Ramírez y Camargo, [22] quienes identificaron disfunción en participantes entre los 18 y 24 años y difieren de los resultados obtenidos por Laslett y Vander Wuf

quienes identificaron DASI en población con promedio de edad entre 42 y 51 años, respectivamente. [93] [23] [96] Sin embargo, estos resultados también están influenciados por la baja participación de personas mayores de 30 años.

Algunos estudios han identificado cambios a nivel de las superficies articulares de la ASI que aparecen con el paso de los años. Estos cambios están relacionados con el déficit de elevaciones y depresiones de las carillas articulares en las mujeres que se hacen gradualmente menos evidentes desde la pubertad en adelante, lo cual podría causar problemas de inestabilidad sobre la ASI y por lo tanto mayor riesgo de sufrir de dolor sacroilíaco; mientras que generan menos riesgo al género masculino de sufrir alteraciones sobre la ASI. [75] Sin embargo, los resultados obtenidos en este estudio pudieron estar influenciados por el hecho de que el 53% de la población evaluada pertenece al género femenino y el 70% de la misma pertenece al grupo de menores de 30 años, condición que pudo ser un potencial sesgo de selección.

En cuanto al IMC, se observó que el 83% de la población con DASI presentó IMC normal. De acuerdo con las Guías Europeas para el diagnóstico y tratamiento del dolor pélvico, el peso corporal no es un factor de riesgo para la manifestación de dolor pélvico (DP), [138] sin embargo en nuestro estudio, este hallazgo pudo estar influenciado por el hecho de haber tenido una población de estudio que en su mayoría (73%) estaba dentro del IMC normal. Estudios futuros que abarquen todo el espectro del IMC son necesarios para continuar con el análisis de esta variable como factor de riesgo en la manifestación de DASI.

Dentro de las características clínicas, el grupo de DASI presentó una diferencia significativa en el dolor a la palpación, de intensidad mayor a 3 cm según EAV. Este hallazgo puede estar relacionado con el hecho de que la zona de palpación correspondió al área ubicada 10 cm hacia abajo en sentido vertical y 3 cm lateral a la espina ilíaca posterosuperior (EIPS) y el dolor en esta área se ha considerado

una medida diagnóstica denominada signo de Fortin, el cual ha mostrado una correlación del 100% cuando se compara con la inyección intraarticular para el diagnóstico de DASI. [76] Este signo es una medida diagnóstica simple que puede complementar la aplicación de las PPD y logra identificar la presencia de DASI.

Asimismo, el grupo de DASI presentó diferencias significativas en el dolor al movimiento de intensidad mayor a 2 cm según EAV. Algunos autores han identificado que el dolor de naturaleza intermitente es provocado y disminuido por posturas y actividades específicas relacionadas con la carga vertical o en dirección de las posiciones de carga de peso. [139] Como ocurrió en este estudio, al momento de manipular la carga, los participantes con DASI positiva pudieron generar una tensión alta sobre los tejidos periarticulares sensibilizados de la ASI, sobre el tejido conjuntivo circundante y las estructuras miofasciales relacionadas con la estabilidad de la ASI, generando así un aumento del dolor al movimiento. [140]

En este estudio, la fuerza muscular no fue estadísticamente diferente entre los grupos. Es importante destacar que en este estudio, durante la medición de la fuerza máxima, fue medida simultáneamente la amplitud EMG del registro, lo cual permitió calcular la eficiencia neuromuscular (ENM).

La ENM es definida como la capacidad de respuesta muscular al estímulo eléctrico enviado por el sistema nervioso central, que se calcula dividiendo la fuerza máxima (Newton) por la activación muscular (valores RMS) producidos en la CVIM. [141]

Al determinar la ENM en la población de estudio, se evidencia una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos para la capacidad de respuesta muscular a la excitabilidad neuronal del GM izquierdo, siendo mayor en el grupo con DASI.

De acuerdo con el resultado de fuerza, amplitud y ENM, se identificó que aquellos músculos con disminución de la fuerza muscular, como el DA bilateral, presentaron un aumento en la amplitud EMG y baja ENM, mientras que aquellos músculos con aumento de la fuerza muscular, como el GM y BF bilateral, presentaron disminución de la amplitud EMG y alta ENM.

Estos resultados concuerdan con lo planteado por Arabadzhiev y colaboradores, [142] quienes manifiestan que el incremento progresivo de la actividad eléctrica durante una contracción isométrica o submáxima, se da gracias al reclutamiento adicional de unidades motoras (UM) que compensan la disminución de contracción debido a la fatiga de las fibras musculares. La cantidad de energía neural o señal eléctrica desde el sistema nervioso central al músculo son frecuentemente estimadas por la Integral de EMG o la amplitud RMS. La eficiencia de la actividad eléctrica, como por ejemplo en el deporte, se calcula con la razón fuerza/amplitud EMG y algunos autores consideran que la reducción en la ENM indica que más UM son reclutadas, comparado con músculos no fatigados y se cree que los cambios en la amplitud RMS reflejan alteraciones de la conducción neural, sin embargo las características de la amplitud pueden aumentar, disminuir o mantenerse igual en músculos con fatiga o con alguna lesión. [142]

De acuerdo con lo anterior, para la población evaluada en este estudio, la ENM del DA bilateral no presentó una diferencia significativa entre los grupos, sin embargo, fue menor comparada con el GM y BF bilateral, lo cual sugiere que tanto el estímulo neural como el reclutamiento de UM incrementó para que este músculo ejecutara el esfuerzo durante la CVIM, mientras que para el GM y BF bilateral, la ENM fue mayor, condición que indica que con un bajo estímulo neural se logró el reclutamiento de las UM necesarias para generar el resultado en la fuerza muscular, siendo la ENM del GM izquierdo significativamente diferente a favor del grupo con DASI.

Por otro lado, el comportamiento general de la amplitud EMG durante la actividad del levantamiento de carga fue estadísticamente significativo en el grupo con DASI, presentando valores mayores comparados con el grupo sin DASI.

El comportamiento de la fuerza y la amplitud EMG, si bien no son variables relacionadas entre sí, podría ser explicado gracias a la premisa propuesta por Hodges y colaboradores, quienes observaron que cuando se provoca dolor de manera experimental, la velocidad de descarga de las unidades motoras activas se reduce y al evocar un esfuerzo sostenido en el tiempo al músculo, la producción total de la fuerza se mantiene debido al reclutamiento de unidades adicionales, es decir, de aquellas no activas. [143] [144] Lo anterior podría explicar el hecho de no haber encontrado diferencias entre grupos en la fuerza muscular, la disminución de la ENM durante la CVIM para el DA bilateral y la amplitud EMG durante la actividad de levantamiento de carga quien fue mayor para el grupo con DASI.

Durante el análisis EMG, el grupo con DASI presentó aumento significativo sobre la amplitud del DA y GM y aumento de la latencia del DA comparados con el grupo sin DASI.

De acuerdo con algunos autores, las alteraciones en la respuesta muscular en personas con dolor lumbopelvico, van desde el inicio tardío en la musculatura abdominal [145] y pélvica [34] hasta respuestas aparentemente disminuidas [146] o aumentadas de esta misma musculatura. [147] Estos hallazgos son similares a los obtenidos en nuestro estudio en donde se evidencia que el grupo con DASI presentó mayor amplitud en la respuesta de los músculos DA y GM. Estos músculos han sido identificados como generadores de fuerza de compresión gracias al acoplamiento de sus aponeurosis con la capa posterior de la FTL que actúan perpendicularmente sobre la ASI, para contribuir en su estabilización. [31]

Cabe resaltar que este es el primer estudio en analizar el comportamiento del DA, GM y BF en población con DL y DASI.

El aumento de la amplitud EMG de dicha musculatura en personas con DASI, podría explicarse a través de la teoría del “circulo vicioso” propuesta inicialmente por Janet Travel en 1942. Esta teoría postula que un aumento en el estímulo doloroso genera un incremento de la actividad eléctrica de los músculos que se encuentran en la región dolorosa. Esta actividad muscular induce isquemia por compromiso vascular y se convierte en una fuente de dolor adicional debido a la acumulación de metabolitos del dolor. De tal manera que la respuesta entre dolor y actividad muscular son directamente proporcionales. [148]

Paul Hodges en 2011 complementa esta teoría considerando que el dolor se asocia con una adaptación en el comportamiento motor. Argumenta que la respuesta eléctrica muscular responde a la redistribución de la actividad dentro y entre los músculos, en lugar de que sea una respuesta muscular a un estímulo estereotipado excitatorio o inhibitorio. Además, postula que ésta redistribución modifica el comportamiento mecánico propio del músculo y su respuesta ante la distribución de las cargas sobre una estructura con el fin de protegerla del dolor. Estos cambios, pueden ser complementarios, aditivos o competitivos y ser adaptaciones a corto plazo, pero con posibles consecuencias a largo plazo, debido a factores como el aumento de la carga sobre otras estructuras, la disminución del movimiento y la disminución de la variabilidad del movimiento. [143] [144]

En cuanto a la latencia, se observaron diferencias significativas en la activación de DA al realizar la actividad tanto con el MID como con el MII. El retraso en la activación del DA y su consecuente alteración en el sincronismo de activación con el GM podría sugerir una pérdida en el patrón funcional de co-contracción entre estos dos músculos que compromete la fuerza de cierre sobre la ASI durante el

levantamiento de una carga, aumentando la posibilidad de lesión sobre la articulación. [139]

Adicionalmente, cuando se realizó el levantamiento de la carga con el MII, se observó en términos generales, que la latencia de la musculatura del mismo hemicuerpo, presenta una respuesta anticipada del BF y el GM y una respuesta a tiempo del DA. Esta respuesta del miembro inferior, la pelvis y el miembro superior del mismo lado podría considerarse una respuesta motora correspondiente a la obtenida al ejecutar la tarea con el lado no sintomático, teniendo en cuenta que la ASI izquierda no fue sintomática en la mayoría de los participantes de acuerdo con la aplicación de las PPD.

En cuanto a la ejecución de la tarea con el MID, se observó que la musculatura del mismo hemicuerpo presentó una activación anticipada del BF y tardía del GM y el DA. Esta respuesta anticipada del BF se da posiblemente como mecanismo compensatorio, teniendo en cuenta que las aponeurosis del LST y de la cabeza larga del BF se fusionan sobre la tuberosidad isquiática generando una estrecha relación entre sus fibras, situación que permite la transmisión de la fuerzas desde los MMII al tronco. [83] Esta activación anticipada del BF podría aumentar la tensión del LST y mejorar la estabilidad de la ASI para estabilizarla. El resultado EMG al realizar la tarea con el MID, podría considerarse como la respuesta obtenida al ejecutar el patrón con el lado sintomático, teniendo en cuenta que el 70% de los participantes del estudio tuvieron DASI derecha. Así, la respuesta del GM y DA es el resultado mal-adaptativo del control motor debido a la influencia de la disfunción articular. [139]

Adicionalmente, el inicio tardío de la activación del DA y GM en el lado de mayor sintomatología sugieren disminución de los mecanismos estabilizadores sobre la ASI, los cuales son necesarios antes del levantamiento de una carga. Lo anterior podría aumentar el estrés sobre las estructuras lumbares y pélvicas, perpetuando

el dolor sobre la región lumbar a largo plazo. Por lo tanto, el inicio anticipado del BF intenta compensar la disminución en la estabilidad y este comportamiento parece ser adaptativo en las personas con DASI.

Estos resultados son similares a los obtenidos por Hungerford y colaboradores quienes identificaron que en personas con dolor sobre la ASI, los músculos del tronco y el GM del lado sintomático se activaron tardíamente mientras que el BF lo hizo anticipadamente como mecanismo compensatorio. [34] Sin embargo, el retraso en la respuesta muscular también fue evidente en el lado no sintomático para la musculatura del tronco y el tiempo de activación de la musculatura de MMII no presentó diferencias entre los grupos.

Al analizar la latencia EMG entre los grupos de estudio, es importante destacar que cuando los participantes realizaron la tarea con el MID, la respuesta del DA y GM derecho fue opuesta. Es decir, que el grupo sin DASI presentó un tiempo de reacción anticipado para ambos músculos mientras que el grupo con DASI tuvo una activación tardía del DA y GM. Este comportamiento motor opuesto entre los grupos podría ser debido a que en los participantes sin DASI, la ASI cumpliría su función como eslabón para la transmisión y transferencia de fuerzas desde los MMII hacia el tronco, mientras que en el grupo con DASI los cambios EMG sugieren una alteración en la función de la ASI como eslabón para la transmisión de fuerzas. En este sentido, Paul Hodges propone que la adaptación al dolor implica algunos cambios en el comportamiento motor que son beneficiosos en el corto tiempo, como es el caso de los cambios en la distribución del trabajo muscular y la carga para favorecer la no sobrecarga de la región dolorosa, situación que en el corto plazo, disminuye el riesgo de lesión e inevitablemente incrementa la actividad sobre otras estructuras, pero que en el largo plazo genera prolongación del dolor y problemas en la capacidad de respuesta muscular. [144]

Adicionalmente, al comparar entre los grupos el comportamiento de la latencia del BF y GM de acuerdo con el miembro inferior con que se realiza la tarea, se observó un patrón común de retraso en la activación de estos músculos en el lado contrario al que realiza la actividad. Posiblemente esta respuesta hace parte de la sinergia muscular de los MMII y la cadera y la participación contralateral de esta musculatura se hace necesaria durante la fase extensora de la actividad en respuesta a la carga externa adicional que el participante requería levantar del suelo.

Asociación entre la actividad eléctrica y la fuerza muscular de los músculos DA, GM y BF ajustados por las características de la población de estudio con la manifestación de la DASI

El modelo multivariado identificó una asociación negativa entre los mayores de 30 años con la manifestación de DASI, así como una asociación positiva entre el género femenino, la actividad física (AF) moderada y vigorosa y la latencia del DA derecho al realizar la actividad con el MII con la manifestación de DASI.

Vleeming y colaboradores en 1990, identificaron que las elevaciones y depresiones de las superficies articulares de la ASI en cadáveres, son más visibles en edad joven y menos pronunciadas en la ASI de las mujeres, dejando ver que las superficies articulares de las mujeres son más planas. [75] Lo anterior podría causar problemas de inestabilidad sobre la ASI y por lo tanto dolor.

Adicionalmente, Sturesson y colaboradores, [149] [150] aplicaron la técnica de análisis de movimiento con estereofotogrametría para medir la movilidad media de la ASI alrededor del eje sagital en pacientes con dolor pélvico. Sus resultados mostraron que la movilidad media de los hombres es aproximadamente 40% menor a la de las mujeres. De acuerdo con esto, la presencia de amplitudes de movimiento mayores de la ASI, sumado a factores hormonales en las mujeres

podría conducir a fallas en la estabilidad articular con la consecuente alteración en la capacidad de transmitir cargas en esta articulación, generando un mayor riesgo de presentar disfunción articular, presencia de dolor y también degeneración articular. [151]

En este mismo sentido, Kaçar y colaboradores realizaron un estudio con imagenología para determinar el índice sacroilíaco, definido como la relación entre el área del ilion y el sacro, encontrando que los hombres poseen un índice mayor que las mujeres, lo cual puede traducirse en una articulación más estable para los hombres, reduciendo el riesgo de sufrir disfunción sobre la ASI en esta población. [152]

Con la edad existen cambios en la estructura intrínseca y extrínseca del cartílago y una caída del 30% en la densidad celular del mismo. Estos cambios han sido detectados en la articulación coxofemoral en personas entre 30 y 70 años. [153] Adicionalmente, el envejecimiento se acompaña de pérdida de minerales a nivel óseo, atrofia muscular y limitación de la amplitud de movimiento. [154] En población asintomática entre 20 y 76 años se ha identificado disminución de la amplitud de movimiento de la región lumbar en los planos sagital y coronal con el avance de la edad, siendo estadísticamente significativa entre la categoría de edad más joven (20 a 39 años) y la más adulta (60 a >70 años). Estos hallazgos histológicos y biomecánicos podrían influir en la baja prevalencia de DASI en población mayor de 30 años. [154]

De acuerdo con el análisis multivariado, en los participantes de este estudio la AF moderada y vigorosa estuvo asociada positivamente con la manifestación de DASI. Estos resultados pueden estar relacionados con los planteamientos de Smidt y colaboradores, quienes afirman que el ejercicio puede aumentar el movimiento de la ASI y que este excesivo movimiento de la articulación, sin un adecuado control muscular, puede conducir a inestabilidad, sobrecarga articular,

presencia de dolor y también a la degeneración articular. [151] Sin embargo, no existen estudios previos en los que se haya estudiado la asociación entre el nivel de AF y la presencia de DASl.

Estudios en población con DL sin DASl han analizado la influencia de los diferentes niveles de AF sobre la presencia de DLC y han encontrado que tanto el sedentarismo como el no cumplir las recomendaciones de AF se asocian con un aumento de la prevalencia de DLC. (OR 1,41: IC del 95%: 1.11–1.80 y 1,23: IC del 95%: 1.05–1.45, respectivamente). Adicionalmente, ambos extremos de bajos y altos niveles de AF se asociaron con un mayor riesgo de DLC especialmente en las mujeres. (1,44 IC del 95%: 1.10–1.83 y 1,36 IC del 95%: 1.04–1.78) respectivamente. [155]

En este sentido y desde el ámbito clínico, es relevante tipificar la actividad física que la población con DL realiza con el fin de identificar las cargas y el estrés al que posiblemente es sometida la región lumbosacra con la practica de AF y a partir de allí orientar a la población sobre el tipo de AF que se adapta a sus requerimientos de salud. En este estudio no se indago sobre el tipo de actividad física que realizaban los participantes por lo cual no se pudo establecer una asociación entre el tipo de AF realizada y la manifestación de DASl.

En cuanto a la medición de AF, Heneweer y colaboradores plantean que debería indagarse minuciosamente e idealmente cuantificar el gasto energético a través de METS, es decir, que en lo posible se cuantifique la variable en escala de razón y no en escala dicotómica. En este estudio, se usaron preguntas de autopercepción del nivel de AF, lo cual pudo conducir a la subestimación o a la sobreestimación de la misma en los participantes. [155] Por lo tanto, se considera que la medición del nivel de AF a través de preguntas de autopercepción es una limitación de nuestro estudio, teniendo en cuenta que las personas con DLC parecen ser menos

capaces de estimar su nivel físico de esfuerzo en una situación de prueba de rendimiento, en comparación con los controles sanos. [155]

Finalmente, el análisis multivariado mostró una asociación positiva para el retraso en la latencia del DA derecho al ejecutar la actividad con el MII con la manifestación de DASI. Estos resultados resaltan la acción del DA sobre la estabilización de la ASI gracias a la contribución de su aponeurosis en la formación de la capa posterior de la FTL quien contribuye en la estabilización de la ASI de manera individual y a través de su interacción con el músculo GM. Este estudio permitió analizar por primera vez la relación del DA en la estabilización de la ASI en personas con DL y con DASI.

El retardo en la latencia del DA podría explicarse a través de resultados de estudios que han demostrado que el dolor puede causar una inhibición presináptica de los aferentes musculares, así como afectar la modulación central sobre los husos musculares, causando entonces latencias prolongadas debido a la disminución de la retroalimentación del huso muscular. Estas alteraciones pueden conducir a una disminución del control muscular y dar lugar a un aumento en las perturbaciones posturales. [143] [144]

De acuerdo con nuestros resultados, este tiempo de reacción prolongado del DA, genera adicionalmente una alteración en el sincronismo de activación con el GM lo cual podría sugerir una pérdida en el patrón funcional de co-contracción entre estos dos músculos, [139] comprometiendo la fuerza de cierre sobre la ASI durante el levantamiento de una carga y alterando la correcta transferencia de fuerzas entre la cintura lumbopelvica y los MMII, perpetuando la DASI y el DL.

El rol destacado del DA en la estabilidad de la ASI se basa en su sinergismo con el músculo GM contralateral. Sin embargo, los resultados obtenidos en este

trabajo indican que solo se asoció la actividad eléctrica del DA y no la actividad del GM con la presencia de DASI.

Es importante resaltar que este estudio atiende a un modelo explicatorio no predictivo y es el primero en demostrar la existencia de diferencias sociodemográficas, clínicas y del control motor en personas con DL y DASI al compararlos con personas sin la disfunción.

Para el desarrollo del mismo han sido seleccionadas pruebas diagnósticas con buenas propiedades psicométricas que disminuyen los potenciales sesgos de clasificación.

Además, el rigor metodológico con el cual ha sido desarrollado este proyecto permite que los hallazgos sirvan de base para nuevas ideas de investigación que favorezcan el que hacer del fisioterapeuta en la practica profesional y la atención de personas con DL y DASI de características similares a la población incluida en este estudio.

9. CONCLUSIONES

La DASI es una fuente potencial de DL y los resultados obtenidos en este estudio apoyan el uso combinado de las PPD y el signo de Fortín como pruebas válidas, de bajo costo y de fácil acceso que aportan en la toma de decisiones y maximizan las posibilidades de éxito del diagnóstico de DASI.

De acuerdo con los resultados en este estudio, son características de la población con DASI el ser mujer menor de 30 años, con IMC normal, con dolor a la palpación sobre la ASI y que se incrementa durante el movimiento.

En este estudio se pudo evidenciar que en la población de estudio el grupo con DASI presentó mayor amplitud EMG del DA y GM. Estos músculos que han sido identificados como generadores de fuerza de compresión gracias al acoplamiento de sus aponeurosis con la capa posterior de la FTL que actúan perpendicularmente sobre la ASI para contribuir en su estabilización. Esta respuesta pudo estar relacionada con un mecanismo adaptativo debido al dolor.

En este estudio, el análisis multivariado permitió identificar que el género femenino, ser menor de 30 años, practicar AF moderada y vigorosa y presentar un retraso en la activación del DA son variables que se asocian positivamente con la manifestación de DASI. En cuanto al tiempo de reacción prolongado del DA registrado en la población con DASI y su consecuente alteración en el sincronismo de activación con el GM, podría comprometer la fuerza de cierre sobre la ASI durante el levantamiento de una carga y alterar la correcta transferencia de fuerzas a nivel lumbopelvico generando perpetuación de los síntomas.

De acuerdo con los resultados obtenidos, la respuesta muscular mal-adaptativa en la población de estudio con DASI, podría requerir que el fisioterapeuta plantee programas de intervención progresivos para mejorar la activación de aquellas

unidades motoras no activas y promover un tiempo de reacción muscular adecuado durante actividades dinámicas. De acuerdo con la literatura, [156] el entrenamiento muscular aislado es efectivo para lograr estos cambios y podría ser usado al inicio del entrenamiento y progresar hacia el manejo de cargas externas con el fin de facilitar una correcta transferencia de fuerzas, a través de la ASI, entre la cintura lumbopelvica y los MMII.

10.RECOMENDACIONES

- De acuerdo con los resultados obtenidos en el análisis multivariado, se propone tipificar la actividad física de los participantes con el fin continuar investigando la asociación entre esta variable con la manifestación de DASI.
- Se sugiere realizar el protocolo de evaluación empleado en este estudio, en población asintomática, con el fin de determinar la eficiencia neuromuscular del DA, GM y BF sin la influencia del dolor.
- Los hallazgos de este estudio invitan al planteamiento de estudios experimentales que contribuyan en el manejo fisioterapéutico de la población con DASI.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Anderson GB. Epidemiological features of chronic low back pain. *Lancet*. 1999; 354: 581-585.
- [2] Albright J, Allman R, Bonfiglio RP, Conill A, Dobkin B, Guccione AA, et al. Philadelphia panel evidence-based clinical practice guidelines on selected rehabilitation interventions for low back pain. *Phys Ther*. 2001; 81(10): 1641-1674.
- [3] Power C, Frank J, Hertzman C, Schierhout G and Li L. Predictors of low back pain onset in a prospective british study. *Am J Public Health*. 2001; 91(10): 1671-1678.
- [4] Katz JN. Lumbar disc disorders and low back pain: socioeconomic factors and consequences. *J Bone Joint Surg*. 2006; 88(2): 21-24.
- [5] Camargo DM, Orozco LC, Hernández J y Niño GI. Dolor de espalda crónico y actividad física en estudiantes universitarios de áreas de la salud. *Rev Soc Esp Dolor*. 2009; 16(8): 429-436.
- [6] Casas AS y Patiño MS. Prevalencia y factores asociados con el dolor de espalda y cuello en estudiantes universitarios. *Salud UIS*. 2012; 44(2): 45-55.
- [7] Cakmak A, Yücel B, Ozyalçın SN, Bayraktar B, Ural HI, Duruöz MT, et al. The frequency and associated factors of low back pain among a younger population in Turkey. *Spine*. 2004; 29(14):1567-1572.
- [8] Deyo RA, Mirza SK and Martin BI. Back pain prevalence and visit rates estimates from U.S. national surveys, 2002. *Spine*. 2006; 31(23): 2724-2727.
- [9] Majid K and Truumees E. Epidemiology and natural history of low back pain. *Semin Spine Surg*. 2008; 20(2): 87-92.
- [10] Catala E, Reig E, Artés M, Aliaga L, López JS and Segú JL. Prevalence of pain in the Spanish population: telephone survey in 5000 homes. *Eur J Pain*. 2002; 6: 133-140.

- [11] Leggat PA, Smith DR and Clark MJ. Prevalence and correlates of low back pain among occupational therapy students in northern Queensland. *Can J Occup Ther.* 2008; 75: 35-41.
- [12] Asociación Colombiana para el estudio del dolor. Estudio nacional de dolor “VII Encuesta Nacional del Dolor” [consultado 28/8/2014]. Disponible en: <http://www.dolor.org.co/encuesta/6ta%20Encuesta%20Nacional%20de%20Dolor.pdf>
- [13] Gore M, Sadosky A, Stacey BR, Tai KS and Leslie D. The burden of chronic low back pain. Clinical comorbidities, treatment patterns, and health care costs in usual care settings. *Spine.* 2012; 37: 668-677.
- [14] Cher D, Polly D and Berven S. Sacroiliac joint pain: burden of disease. *Med Devices.* 2014; 7:73-81.
- [15] Elders LA and Burdorf A. Prevalence, incidence, and recurrence of low back pain in Scaffolders during a 3-year follow-up study. *Spine.* 2004; 29(6): 101-106.
- [16] Hoy D, Brooks P, Blyth F and Buchbinder R. The epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2010; 24: 769-781.
- [17] Maigne JY, Aivaliklis A and Pfefer F. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain. *Spine.* 1996; 21: 1889-1892.
- [18] Szadek KM, Van der Wurff P, Van Tulder MW, Zuurmond WW and Perez RS. Diagnostic validity of criteria for sacroiliac joint pain: A systematic review. *J Pain.* 2009; 10(4): 354-368.
- [19] Vanelderden P, Szadek K, Cohen SP, De Witte J, Lataster A, Patijn J, et al. Sacroiliac joint pain. *Pain Pract.* 2010; 10(5): 470-478.
- [20] Simopoulos TT, Manchikanti L, Singh V, Gupta S, Hameed H, Diwan S, et al. A systematic evaluation of prevalence and diagnostic accuracy of sacroiliac joint interventions. *Pain Physician.* 2012; 15: 305-344.

- [21] Ramírez C, Guerrero L y Niño DM. Disfunción de la articulación sacroilíaca: causa potencial de dolor lumbar. *Salud UIS*. 2007; 39: 40-50.
- [22] Ramírez C e Camargo DM. Disfunção da articulação sacro-ilíaca em jovens com dor lombar. *Fisioter Mov*. 2010; 23(3): 419-428.
- [23] Laslett M, Aprill CN, McDonald B and Young SB. Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests. *Man Ther*. 2005; 10: 207-218.
- [24] Snijders CJ, Ribbers MT, De Bakker HV, Stoeckart R and Stam HJ. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998; 8: 205-214.
- [25] Richardson CA, Snijders CJ, Hides JA, Damen L, Pas MS and Storm J. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine*. 2002; 27(4): 399-405.
- [26] Harrison DE, Harrison DD and Troyanovich SJ. The sacroiliac joint: A review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *J Manipulative Physiol Ther*. 1997; 20(9): 607-617.
- [27] Barker PJ, Hapuarachchi KS, Ross JA, Sambaiew E, Ranger TA and Briggs CA. Anatomy and biomechanics of gluteus maximus and the thoracolumbar fascia at the sacroiliac Joint. *Clin Anat*. 2014; 27: 234-240.
- [28] Bogduck N, Johnson G and Spalding D. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clin Biomech*. 1998; 13: 377-385. .
- [29] Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Stoeckart R, Van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. It's function in load transfer from spine to legs. *Spine*. 1995; 20(7): 753-758.
- [30] Carvalhais V, Ocarino J, Araujo VL, Souza TR, Pereira PL and Teixeira S. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. *J Biomech*. 2013; 46: 1003-1007.

- [31] Mooney V, Pozos R, Vleeming A, Gulick J and Swenski D. Exercise treatment for sacroiliac pain. *Orthopedics*. 2001; 24(1): 29-32.
- [32] Gerling ME and Brown SH. Architectural analysis and predicted functional capability of the human latissimus dorsi muscle. *J Anat*. 2013; 223: 112-122.
- [33] Willard FH, Vleeming A, Schuenke MD, Danneels L and Schleip R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *J Anat*. 2012; 221: 507-536.
- [34] Hungerford B, Gilleard W and Hodges P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*. 2003; 28(14): 1593-1600.
- [35] Shadmehr A, Jafarian Z and Talebian S. Changes in recruitment of pelvic stabilizer muscles in people with and without sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2012; 25:27-32.
- [36] Goldstein MS, Scalzitti DA, Craik RL, Dunn SL, Irion JM, Irrgang J, et al. The revised research agenda for physical therapy. *Phys Ther*. 2011; 91: 165-174.
- [37] Matsui H, Maeda A, Tsuji H and Naruse Y. Risk indicators of low back pain among workers in Japan. Association of familial and physical factors with low back pain. *Spine*. 1997; 22(11): 1242-1248.
- [38] Patrick N, Emanski E and Knaub MA. Acute and chronic low back pain. *Med Clin N Am*. 2014; 98: 777-789.
- [39] Dionne CE, Dunn KM and Croft PR. Does back pain prevalence really decrease with increasing age? A systematic review. *Age Ageing*. 2006; 35: 229-234.
- [40] Jacobs JM, Hammerman-Rozenberg R, Cohen A and Stessman J. Chronic back pain among the elderly: prevalence, associations, and predictors. *Spine*. 2006; 31(7): 203-207.
- [41] 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 Rheumatol*. 2012;

64(6): 2028-2037.

- [42] Burton AK, Clarke RD, McClune TD and Tillotson KM. The natural history of low back pain in adolescents. *Spine*. 1996; 21(20): 2323-2328.
- [43] Duggleby T and Kumar S. Epidemiology of juvenile low back pain: a review. *Disabil Rehabil*. 1997; 19: 505-512.
- [44] Jones GT and Macfarlane GJ. Epidemiology of low back pain in children and adolescents. *Arch Dis Child*. 2005; 90: 312-316.
- [45] Petersen S, Bergström E and Brulin C. High prevalence of tiredness and pain in young schoolchildren. *Scand J Public Health*. 2003; 31: 367-374.
- [46] Cassidy JD, Cote P, Carroll LJ and Kristman V. Incidence and course of low back pain episodes in the general population. *Spine*. 2005; 30(24): 2817-2823.
- [47] Thorbjörnsson CO, Alfredsson L, Fredriksson K, Köster M, Michélsen H, Vingard E, et al. Psychosocial and physical risk factors associated with low back pain: a 24 year follow up among women and men in a broad range of occupations. *Occup Environ Med*. 1998; 55: 84-90.
- [48] Mikkonen PH, Laitinen J, Remes J, Tammelin T, Taimela S, Kaikkonen K, et al. Association between overweight and low back pain a population-based prospective cohort study of adolescents. *Spine*. 2013; 38(12): 1026-1036.
- [49] Heuch I, Heuch I, Hagen K and Zwart J. Body mass index as a risk factor for developing chronic low back pain a follow up in the Nord-Trøndelag health study. *Spine*. 2013; 38(2): 133- 139.
- [50] Shiri R, Solovieva S, Pursiainen KH, Taimela S, Saarikoski LA, Huupponen R, et al. The association between obesity and the prevalence of low back pain in young adults. The cardiovascular risk in young finns study. *Am J Epidemiol*. 2008; 167(9): 1110-1119.
- [51] Goldberg MS, Scott SC and Mayo NE. A review of the association between cigarette smoking and the development of nonspecific back pain and related

outcomes. *Spine*. 2000; 25(8): 995-1014.

- [52] Shiri R, Karppinen J, Arjas PL, Solovieva S and Juntura EV. The association between smoking and low back pain: A meta-analysis. *Am J Epidemiol*. 2010; 123(1): 1-29.
- [53] Violinn E. The epidemiology of low back pain in the rest of the world. A review of surveys in low and middle income countries. *Spine*. 1997; 22(15): 1747-1754.
- [54] Dionne CE, Von Korff M, Koepsell TD, Deyo RA, Barlow WE and Checkoway H. Formal education and back pain: A review. *J Epidemiol Community Health*. 2001; 55: 455-468.
- [55] Latza U, Kohlmann T, Deck R and Raspe H. Influence of occupational factors on the relation between socioeconomic status and self-reported back pain in a population based sample of German adults with back pain. *Spine*. 2000; 25 (11): 1390-1397.
- [56] Shen FH, Samartzis D and Andersson G. Nonsurgical management of acute and chronic low back pain. *J Am Acad Orthop Surg* 2006; 14(8): 477-487.
- [57] Deyo R and Weinstein J. Low back pain. *N Engl J Med*. 2001; 344(5): 363-370.
- [58] DonTigny RL. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain síndrome. *Phys Ther*. 1990; 70(4): 250-265.
- [59] Cohen SP. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesth Analg*. 2005; 101: 1440-1453.
- [60] Foley BS and Buschbacher RM. Sacroiliac joint pain. Anatomy, biomechanics, diagnosis and treatment. *Am. J. Phys. Med. Rehabil*. 2006; 85: 997-1006.
- [61] Schwarzer AC, Aprill CN, Derby R, Fortin J, Kine G and Bogduck N. The relative contributions of the disc and zigapophyseal joint in chronic low back

pain. Spine. 1994; 19(7): 801-806.

- [62] Manchikanti L, Singh V, Pampati V, Damron KS, Barnhill RC, Beyer C, et al. Evaluation of the relative contributions of various structures in chronic low back pain. Pain Physician. 2001; 4(4): 308-316.
- [63] Hancock MJ, Maher CG, Latimer J, Spindler MF, McAuley JH, Laslett M, et al. Systematic review of tests to identify the disc, SIJ or facet joint as the source of low back pain. Eur Spine J. 2007; 16: 1539-1550.
- [64] Daum WJ. The sacroiliac joint: an underappreciated pain generator. Am J Orthop. 1995; 26(6): 475-478.
- [65] Horng YS, Hwang YH, Wu HC, Liang HW, Mhe YJ, Twu FC and Wang JD. Predicting health-related quality of life in patients with low back pain. Spine. 2006; 30(5): 551-555.
- [66] Stefane T, Santos AM, Marinovic A and Hortense P. Dor lombar crônica: intensidade de dor, incapacidade e qualidade de vida. Acta Paul Enferm. 2013; 26(1): 14-20.
- [67] Forst SL, Wheeler MT, Fortin JD and Vilensky JA. The sacroiliac joint: anatomy, physiology and clinical significance. Pain Physician. 2006; 9: 61-68.
- [68] Stureson B, Selvik G and Udén A. Movements in the sacroiliac joints: a roentgen stereophotogrammetric analysis. Spine. 1989; 14(2): 162-165.
- [69] Takayama A. Stress analysis and movement in sacroiliac joints. Nippon Ika Daigaku Zasshi. 1990; 57(5): 476-485.
- [70] Miller JA, Schultz AB and Andersson GB. Load-displacement behavior of sacroiliac joints. J Orthop Res. 1987; 5: 92-101.
- [71] Vleeming A, Van Wingerden JP, Dijkstra PF, Stoeckart R, Snijders CJ and Stijnen T. Mobility in sacroiliac joints in the elderly: a kinematic and radiological study. Clin Biomech. 1992; 7(3): 170-176.
- [72] Vleeming A, Schuenke D, Stureson B and Willard FH. Authors' response to the letter to the Editors by Professor M. T. Cibulka: a critical interpretation of

- sacroiliac joint movement studies. *J. Anat.* 2013; 222: 391-395.
- [73] MCgrath MC. Clinical considerations of sacroiliac joint anatomy: a review of function, motion and pain. *J Osteopath Med.* 2004; 7(1): 16-24.
 - [74] Vleeming A, Stoeckart R, Volkers AC and Snijders CJ. Relation between form and function in the sacroiliac joint. Part 1: clinical anatomical aspects. *Spine.* 1990; 15(2): 130-132.
 - [75] Vleeming A, Volkers AC, Snijders CJ and Stoeckart R. Relation between form and function in the sacroiliac joint. Part 2: biomechanical aspects. *En: Spine.* 1990; 15(2): 133-135.
 - [76] Fortin JD, Kissling RO, O'connor BL and Vilensky JA. Sacroiliac joint innervation and pain. *Am J Orthop.* 1999; 1: 687-690.
 - [77] Yin W, Willard F, Carreiro J and Dreyfuss P. Sensory stimulation-guided sacroiliac joint radiofrequency neurotomy: technique based on neuroanatomy of the dorsal sacral plexus. *Spine.* 2003; 28(20): 2419-2425.
 - [78] Cox RC and Fortin JD. The anatomy of the lateral branches of the sacral dorsal rami: implications for radiofrequency ablation. *Pain Physician.* 2014; 17: 459-464.
 - [79] Szadek KM, Hoogland PV, Zuurmond WW, De Lange JJ and Perez RS. Nociceptive nerve fibers in the sacroiliac joint in humans. *Reg Anesth Pain Med.* 2008; 33(1): 36-43.
 - [80] Bogduk N and Macintosh JE. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. *Spine.* 1984; 9(2): 164-170.
 - [81] Gattton ML, Pearcy ML, Pettet GJ and Evans JH. A three dimensional mathematical model of the thoracolumbar fascia and an estimate of its biomechanical effect. *J Biomech.* 2010; 43(14): 2792-2797.
 - [82] Stecco A, Gilliar W, Hill R, Brad F and Stecco C. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *J Bodyw Mov Ther.* 2013; 17: 512-517.

- [83] Van Wingerden JP, Vleeming A, Buyruk HM and Raissadat K. Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. *Eur Spine J.* 2004; 13: 199-205.
- [84] Vleeming A, Van Wingerden JP, Snijders CJ, Stoeckart R and Stijnen T. Load application to the ligament; influences on sacrotuberous sacroiliac joint mechanics. *Clin Biomech.* 1989; 4: 204-209.
- [85] Vleeming A, Pool-Goudzwaard AL, Hammudoghlu D, Stoeckart R, Snijders CJ and Mens JM. The function of the long dorsal sacroiliac ligament. *Spine.* 1996; 5(5): 556-562.
- [86] Cibulka MT, Rose SJ, Delitto A and Sinacore DR. Hamstring muscle strain treated by mobilizing the sacroiliac joint. *Phys Ther.* 1986; 66: 1220-1223.
- [87] Pardehshenas H, Maroufi N, Sanjari MA, Parnianpour M and Levin SM. Lumbopelvic muscle activation patterns in three stances under graded loading conditions: Proposing a tensegrity model for load transfer through the sacroiliac joints. *J Bodyw Mov Ther.* 2014; 1: 1-10.
- [88] DonTigny RL. Dysfunction of the sacroiliac joint and its treatment. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1979; 1(1): 23-35.
- [89] DonTigny RL. Function and Pathomechanics of the Sacroiliac Joint A Review. *Phys Ther.* 1985; 65(1): 35-44.
- [90] Hodges PW and Richardson C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control of tranversus abdominis. *Spine.* 1996; 21(22): 2640-2650.
- [91] Walker JM. The sacroiliac joint: A critical review. *Phys Ther.* 1992; 72(12): 903-916.
- [92] Laslett M and Williams M. The reliability of selected pain provocation test for sacroiliac joint pathology. *Spine.* 1994; 19(11): 1243-1249.
- [93] Laslett M, Young SB, Aprill CN and McDonald B. Diagnosing painful sacroiliac joints: A validity study of a McKenzie evaluation and sacroiliac provocation

- tests. *Aust J Physiother.* 2003; 49: 89-97.
- [94] Kokmeyer DJ, Van der Wurff P, Aufdemkampe G and Fickenscherd TC. The reliability of multitest regimens with sacroiliac pain provocation tests. *J Manipulative Physiol Ther.* 2002; 25(1): 42-48.
- [95] Van der Wurff P, Hagmeijer RH and Meyne W. Clinical tests of the sacroiliac joint: A systematic methodological review. Part 1: Reliability. *Man Ther.* 2000; 5(1): 30-36.
- [96] Van der Wurff P, Buijs EJ and Groen GJ. A multitest regimen of pain provocation tests as an aid to reduce unnecessary minimally invasive sacroiliac joint procedures. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006; 87: 10-14.
- [97] Kelsey JL. Chapter 10. Methods in observational epidemiology: Cross sectional and other types of studies. 2 ed. New York: Oxford University Press. 1996.
- [98] Kisner C and Colby L. Therapeutic exercise. 5th edition. Philadelphia: Davidplus, 2007.
- [99] Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM and Hertel J. Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. *J Sport Rehabil.* 2008; 17: 160-170.
- [100 Chafim M. Compressao de sinais de eletromiografia explorando correlacao
] bidimensional. Tesis Maestría. Brasilia, Brasil. Universidad de Brasilia; 2008.
- [101 Bouillon LE, Wilhelm J, Eisel P, Wiesner J, Rachow M and Hatteberg L.
] Electromyographic assessment of muscle activity between genders during unilateral weight-bearing tasks using adjusted distances. *Int J Sports Phys Ther.* 2012; 7(6): 595-605.
- [102 Reiman MP, Bolgla LA and Loudon JK. A literature review of studies
] evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiother Theory Pract.* 2012; 28(4): 257-268.
- [103 Beaudette SM, Unni R and Brown SH. Electromyographic assessment of

-] isometric and dynamic activation characteristics of the latissimus dorsi muscle. En: J Electromyogr Kinesiol. 2014; 24: 430-436.
- [104 The SENIAM project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive
] Assessment of Muscles). [En línea] [15 de noviembre de 2014]. Disponible en: HYPERLINK "<http://www.seniam.org>" <http://www.seniam.org> .
- [105 Departamento Administrativo Nacional de Estadística. Estratificación
] socioeconómica. [En línea] [10 de junio de 2015] Disponible en: HYPERLINK "<http://www.dane.gov.co/index.php/estratificacion-socioeconomica/generalidades>"
<http://www.dane.gov.co/index.php/estratificacion-socioeconomica/generalidades>
- [106 Ministerio de Educación Nacional. Niveles de educación básica y superior.
] [En línea] [10 de junio de 2015] Disponible en: HYPERLINK "<http://www.mineduacion.gov.co/1621/w3-article-231238.html>"
<http://www.mineduacion.gov.co/1621/w3-article-231238.html>
- [107 Centers for disease control and prevention. [En línea] [12 de noviembre de
] 2014] Disponible en: HYPERLINK "http://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html" \l
"Interprete"
http://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html#Interprete
- [108 Jensen M and Karoly P. Self-report Scales and procedures for assessing pain
] in adults. En: Turk D and Melzack R. Handbook of pain assessment. 2da edición, Nueva York, 2001. p.15-31.
- [109 Muriel C. Dolor crónico, diagnóstico, clínica y tratamiento: farmacología de los
] analgésicos no opiáceos (AINE). 1era edición. Madrid-España: Arán ediciones S.L, 2007. p. 149-194.
- [110 Sallis J and Owen N. Physical activity y behavioral medicine: Defining and

-] measuring physical activity. 1st edition. London: Sage publications, 1999. p. 54-106.
- [111 Mantilla SC y Gómez A. El cuestionario internacional de actividad física. un
] instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. Rev Iberoam Fisioter Kinesol. 2007; 10: 48-52.
- [112 Gill DP, Jones GR, Zou G and Speechley M. Using a single question to
] assess physical activity in older adults: a reliability and validity study. BMC Med Res Methodol. 2012; 12: 20: 1-10.
- [113 Organización Mundial de la Salud. Discapacidades. [En línea][3 de mayo de
] 2015] Disponible en: HYPERLINK "http://www.who.int/topics/disabilities/es/"
http://www.who.int/topics/disabilities/es/
- [114 Alcántara S, Florez MT, Echávarri C y García F. Escala de incapacidad por
] dolor lumbar de Oswestry. Rehabilitation. 2006; 40: 150-158.
- [115 Kendall F. Kendall's músculos: pruebas funcionales, postura y dolor. 5
] edición. Madrid: Marvan. 2007. p.436-437,324-325.
- [116 Lee D. Evolución de los mitos y realidades sobre la función y disfunción de la
] cintura pélvica. En: Vleeming A, Mooney V and Stoeckar R. Movimiento, estabilidad y dolor lumbopelvico. Integración de la investigación con el tratamiento. 2da edición. Barcelona: Masson, 2008. p. 192.
- [117 STATA CORP. Stata statistical software. Release 13.0 College station, T.X:
] StataCorp LP, 2015.
- [118 Razali NM and Wah YB. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. J Stat Mod Analytic. 2011; 2(1): 21-33.
- [119 Orozco L. Confiabilidad o de la consistencia, reproducibilidad, acuerdo y algo más. En: Medición en salud. Diagnóstico y evaluación de resultados: un manual critico más allá de lo básico. Bucaramanga; 2010. p. 73-103.
- [120 Bland M and Altman D. Statistical methods for assessing agreement between

-] two methods of clinical measurement. The lancet. 1986; 1: 307-310.
- [121 Shrout P and Fleiss J. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Psychol Bull. 1979; 86(2): 420-428.
- [122 Gómez M. Sinopsis de pruebas estadísticas no paramétricas. Cuándo usarlas. Rev Mex Pediatr. 2003; 70: 91-99.
- [123 Carter R. Rehabilitation research. Principles and applications: Statistical reasoning. 4th edition. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2011.p. 255-275.
- [124 Greenland S. Modeling and variable selection in epidemiologic analysis. Am J Public Health. 1989; 79: 340-349.
- [125 De Abajo F. La declaración de Helsinki VI: Una revisión necesaria, pero ¿suficiente?. Rev Esp Salud Pub. 2001; 75: 407-420.
- [126 REPUBLICA DE COLOMBIA. MINISTERIO DE SALUD. Resolución N° 008430 (4 de octubre de 1993). Normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Bogotá.
- [127 Dreyfuss P, Michaelsen M, Pauza K, McLarty J and Bogduk N. The value of medical history and physical examination in diagnosis sacroiliac joint pain. Spine. 1996; 21: 2594-2602.
- [128 Schwarzer AC, Aprill CN and Bogduk N. The sacroiliac joint in chronic low back pain. Spine. 1995; 25(1): 31-37.
- [129 Bernard TN and Willoam KW. Recognizing specific characteristics of nonspecific low back pain. Clin Orthop Res. 1987; 217: 266-280.
- [130 Broadhurst N and Bond MJ. Pain provocation test for the assessment of sacroiliac joint dysfunction. J Spinal Disord. 1998; 11: 341-345.
- [131 Cibulka M, Delitto A and Koldehoff R. Change in innominate tilt after manipulation of the sacroiliac joint in pacientes with low back pain. An Experimental Study. Phys Ther. 1988; 68(9): 1359-1363.
- [132 Haas M. Interexaminer reliability for multiple diagnostic test regimens. J

-] Manipulative Physiol Ther. 1991; 14(2): 95-103.
- [133 Cibulka M, Delitto A and Koldehoff R. Clinical usefulness of a cluster of
] sacroiliac joint tests in patients with and without low back pain. J
Orthop Sports Phys Ther. 1999; 29 (2): 83-92.
- [134 Riddle D and Freburger J. Evaluation of the presence of the sacroiliac joint
] region dysfunction using a combination of tests: A multicenter intertester
reliability study. Phys Ther. 2002; 82(8): 772-781.
- [135 Robinson HS, Broxb JI, Robinson R, Bjelland E, Solem S and Telje T. The
] reliability of selected motion and pain provocation tests for the sacroiliac joint.
Man Ther. 2007; 12: 72-79.
- [136 Östgaard H, Zetherström G and Hansson ER. The posterior pelvic pain
] provocation test in pregnant women. Eur Spine J. 1994; 3: 258-260.
- [137 Depalma M, Ketchum J and Saullo T. Multivariable analyses of the
] relationships between age, gender and body mass index and the source of
chronic low back pain. Pain Medicine. 2012; 13: 498-506.
- [138 Vleeming A, AlbertHB, Östgaard HC, Sturesson B and Stuge B. European
] guidelines for diagnosis and treatment of pelvic girdle pain. Eur Spine J. 2008;
17: 794-819.
- [139 O'Sullivan PB and Beales DJ. Diagnosis and classification of pelvic girdle
] pain disorders. Part 1: A mechanism based approach within a
biopsychosocial framework. Man Ther. 2007; 12: 86-97.
- [140 Damen L, Buyruk HM, Guler-Uysal F, Lotgering FK, Snijders CJ and Stam
] HJ. Pelvic pain during pregnancy is associated with asymmetric laxity of the
sacroiliac joints. Acta Obstet Gynecol Scand. 2001; 80: 1019-1024.
- [141 Borji R, Sahli S, Zarrouk N, Zghal F and Rebai H. Neuromuscular fatigue
] during high-intensity intermittent exercise in individuals with intellectual
disability. Res Dev Disabil. 2013; 34(12): 4477-4484.
- [142 Arabadzhiev TI, Dimitrov VG, Dimitrova NA and Dimitrov GV. A Interpretation

-] of EMG integral or RMS and estimates of “neuromuscular efficiency” can be misleading in fatiguing contraction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20: 223-232.
- [143 Hodges PW and Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic
] region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13: 361-370.
- [144 Hodges PW. Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *J
] Electromyogr Kinesiol.* 2011; 21: 220-228.
- [145 Hodges PW and Richardson CA. Delayed Postural contraction of transversal
] abdominis in low back pain associated with movements of the lower limb. *En: J Spinal Disord.* 1998; 11(1): 46-56.
- [146 Dankaerts W, O’Sullivan P, Burnett A and Straker L. Altered patterns of
] superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients. Importance of subclassification. *Spine.* 2006; 31(17): 2017-2023.
- [147 Sheeran L, Sparkes V, Caterson B, Morris MB and Van Deursen R. Spinal
] position sense and trunk muscle activity during sitting and standing in nonspecific chronic low back pain. *Spine.* 2012; 37(8): 486-495.
- [148 Roland MO. A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in
] spinal disorders. *Clin Biomech.* 1986; 1(2): 102-109.
- [149 Sturesson B, Uden A and Vleeming A. A radiostereometric analysis of
] movements of the sacroiliac joints during the standing hip flexion test. *Spine.* 2000; 25(3): 364-368.
- [150 Sturesson B, Uden A and Vleeming A. A radiostereometric analysis of the
] movements of the sacroiliac joints in the reciprocal straddle position. *Spine.* 2000; 25(2): 214-217.
- [151 Smidt G, Wei SH, McQuade K, Barakatt E, Sun T and Stanford W. Sacroiliac
] motion for extreme hip positions. *Spine.* 1997; 22(18): 2073-2082.

- [152 Kacar G, Kacar C, Karayalcin B, Gungor F, Tuncer T and Erkilic M.
] Quantitative sacroiliac joint scintigraphy in normal subjects and patients with
sacroiliitis. *Ann Nucl Med*. 1998; 12(3): 169-173.
- [153 Li YP, Wei XC, Zhou JM and Wei L. The Age-Related changes in cartilage
] and osteoarthritis. *Biomed Res Int*. 2013; 1: 1-12.
- [154 Saidu IA, Maduagwu SM, Abbas AD, Adetunji OO and Jajere AM. Lumbar
] spinal mobility changes among adults with advancing age. *J Midlife Health*.
2011; 2: 65-71.
- [155 Heneweer H, Vanhees L and Picavet HS. Physical activity and low back pain:
] A U-shaped relation. *Pain*. 2009; 143: 21-25.
- [156 Crow J, Pizzari T and Buttifant D. Muscle onset can be improved by
] therapeutic exercise: A systematic review. *Phys Ther Sport*. 2011; 12: 199-
209.

BIBLIOGRAFIA

ALBRIGHT, John, et al. Philadelphia panel evidence-based clinical practice guidelines on selected rehabilitation interventions for low back pain. En: Physical Therapy. October, 2001, vol. 81, no. 10, pág. 1641-1674.

ALCANTAR, Serafina, et al. Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. En: Medicine & Fisycal Rehabilitation. Diciembre, 2006, vol. 40, pág. 150-158.

ANDERSON, Gunnar. Epidemiological features of chronic low back pain. En: Lancet. 1999, vol. 354, pág. 581-585.

ARABADZHIEV, Todor; DIMITROV, Vladimir; DIMITROVA, Nonna y DIMITROV, George. A Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of “neuromuscular efficiency” can be misleading in fatiguing contraction. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. January, 2010, vol. 20, pág. 223-232.

ASOCIACIÓN COLOMBIANA PARA EL ESTUDIO DEL DOLOR. Estudio nacional de dolor “VII Encuesta Nacional del Dolor” [consultado 28/8/2014]. Disponible en: <http://www.dolor.org.co/encuesta/6ta%20Encuesta%20Nacional%20de%20Dolor.pdf>

BARKER, Priscilla, et al. Anatomy and biomechanics of gluteus maximus and the thoracolumbar fascia at the sacroiliac Joint. En: Clinical Anatomy. January, 2014, vol. 27, pág. 234-240.

BEAUDETTE, Shawn, et al. Electromyographic assessment of isometric and dynamic activation characteristics of the latissimus dorsi muscle. En: Journal of Electromyography & Kinesiology. March, 2014, vol. 24, pág. 430-436.

BERNARD, Thomas y KIRKALDY-WILLIS, William. Recognizing specific characteristics of nonspecific low back pain. En: Clinical Orthopaedics & Related Research. April, 1987, vol. 217, pág. 266-280.

BLAND, Martin y ALTMAN, Douglas. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. En: The lancet. February, 1986, vol.1, pág. 307-310.

BOGDUCK, Nicolai, et al. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. En: Clinical Biomechanics. December, 1998, vol. 13, pág. 377-385.

BOGDUK, Nicolai y MACINTOSH, JE. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. En: Spine. March, 1984, vol. 9, no. 2, pág. 164–170.

BORJI, Rihab, et al. Neuromuscular fatigue during high-intensity intermittent exercise in individuals with intellectual disability. En: Research in Developmental Disabilities. September, 2013, vol. 34, no. 12, pág. 4477-4484.

BOUILLON, Lucinda, et al. Electromyographic assessment of muscle activity between genders during unilateral weight-bearing tasks using adjusted distances. En: International Journal of Sports Physical Therapy. December, 2012, vol. 7, no. 6, pág. 595-605.

BROADHURST, Norman y BOND, Malcolm. Pain provocation test for the assessment of sacroiliac joint dysfunction. En: Journal of Spinal Disorders. December, 1998, vol. 11, pág. 341-345.

BURTON, Kim, et al. The natural history of low back pain in adolescents. En: Spine. February, 1996, vol. 21, no. 20, pág. 2323-2328.

CAKMAK, Aysegül, et al. The frequency and associated factors of low back pain among a younger population in Turkey. En: Spine. September, 2004, vol. 29, no. 14, pág. 1567-1572.

CAMARGO, Diana, et al. Dolor de espalda crónico y actividad física en estudiantes universitarios de áreas de la salud. En: Revista de la Sociedad Española de Dolor. Septiembre, 2009, vol. 16, no. 8, pág. 429-436.

CARTER, Russell, et al. Rehabilitation research. Principles and applications: Statistical reasoning. 4th edition. St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders, 2011.p. 255-275.

CARVALHAIS, Viviane, et al. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. En: Journal of Biomechanics. November, 2013, vol. 46, pág. 1003–1007.

CASAS, Aminta y PATIÑO, Maria. Prevalencia y factores asociados con el dolor de espalda y cuello en estudiantes universitarios. En: Salud UIS. Julio, 2012, vol. 44, no. 2, pág. 45-55.

CASSIDY, David, et al. Incidence and course of low back pain episodes in the general population. En: Spine. January, 2005, vol. 30, no. 24, pág. 2817-2823.

CATALA, Elena, et al. Prevalence of pain in the Spanish population: telephone survey in 5000 homes. En: European Journal of Pain. September, 2002, vol. 6, pág. 133-140.

CDC - Centers for Disease Control and Prevention. [En línea]. Citado el 12 de noviembre de 2014. Disponible en: http://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html.

CHAFFIM COSTA, Marcus Vinícius. Compressao de sinais de eletromiografia explorando correlação bidimensional. Tesis Maestría. Brasília, Brasil. Universidad de Brasília; 2008.

CHER, Daniel; POLLY, David y BERVEN, Sigurd. Sacroiliac joint pain: burden of disease. Medical Devices: Evidence and Research. April, 2014, vol.7, pág. 73–81.

CIBULKA, Michael y KOLDEHOFF, Rhonda. Clinical usefulness of a cluster of sacroiliac joint tests in patients with and without low back pain. En: Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. February, 1999, vol. 29, no. 2, pág. 83-92.

CIBULKA, Michael, et al. Hamstring muscle strain treated by mobilizing the sacroiliac joint. En: Physical Therapy. January, 1986, vol. 66, pág. 1220-1223.

COHEN, Steven. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. En: Anesthesia & Analgesia. April, 2005, vol. 101, pág. 1440-1453.

COX, Rachel y FORTIN, Joseph. The anatomy of the lateral branches of the sacral dorsal rami: implications for radiofrequency ablation. En: Pain Physician. July, 2014, Vol. 17, pág. 459-464.

CROW, Justine; PIZZARI, Tania y BUTTIFANT, David. Muscle onset can be improved by therapeutic exercise: A systematic review. En: Physical Therapy in Sport. December, 2011, vol. 12, pág. 199-209.

DAMEN, Leonie, et al. Pelvic pain during pregnancy is associated with asymmetric laxity of the sacroiliac joints. En: Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica. June, 2001, vol. 80, pág. 1019-1024.

DANKAERTS, Wim; O'SULLIVAN, Peter; BURNETT, Angus y STRAKER, Leon. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients. Importance of subclassification. En: Spine. October, 2006, vol. 31, no. 17, pág. 2017-2023.

DAUM, William J. The sacroiliac joint: an underappreciated pain generator. En: American journal of orthopedics. July, 1995, Vol. 26, no. 6, pág. 475-478.

DE ABAJO, Francisco. La declaración de Helsinki VI: Una revisión necesaria, pero ¿suficiente? En: Revista Española de Salud Pública. 2001, vol. 75, pág. 407-420.

DEPALMA, Michael; KETCHUM, Jessica y SAULLO, Thomas. Multivariable analyses of the relationships between age, gender and body mass index and the source of chronic low back pain. En: Pain Medicine. 2012, vol. 13, pág. 498-506.

DANE - Departamento Administrativo Nacional de Estadística. Estratificación socioeconómica. [En línea] Citado el 10 de junio de 2015. Disponible en: <http://www.dane.gov.co/index.php/estratificacion-socioeconomica/generalidades>.

DEYO, Richard y WEINSTEIN, James. Low back pain. En: New England of Journal Medicine. February, 2001, vol. 344, no. 5, pág. 363-370.

DEYO, Richard, et al. Back pain prevalence and visit rates estimates from U.S. national surveys, 2002. En: Spine. January, 2006, vol. 31, no. 23, pág. 2724–2727.

DIONNE, Clermont, et al. Does back pain prevalence really decrease with increasing age? A systematic review. En: Age and Ageing. March, 2006, vol. 35, pág. 229-234.

DIONNE, Clermont, et al. Formal education and back pain: A review. En: Journal of Epidemiology Community Health. February, 2001, vol. 55, pág. 455-468.

DONTIGNY, Richard. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain syndrome. En: Physical Therapy. October, 1990, vol. 70, no. 4, pág. 250-265.

DONTIGNY, Richard. Dysfunction of the sacroiliac joint and its treatment. En: Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy. Summer, 1979, vol. 1, no. 1, pág. 23-35.

DONTIGNY, Richard. Function and Pathomechanics of the Sacroiliac Joint A Review. En: Physical Therapy. January, 1985, Vol. 65, no.1, pág. 35-44.

DREYFUSS, Paul, et al. The value of medical history and physical examination in diagnosis sacroiliac joint pain. En: Spine. November, 1996, vol. 21, pág. 2594-2602.

DUGGLEBY, Tom y KUMAR, Shrawan. Epidemiology of juvenile low back pain: a review. En: Disability and Rehabilitation. May, 1997, vol. 19, pág. 505-512.

ELDERS, Leo y BURDORF, Alex. Prevalence, incidence, and recurrence of low back pain in Scaffolders during a 3-year follow-up study. En: Spine. August, 2004, vol. 29, no.6, pág. 101-106.

FOLEY, Brian y BUSCHBACHER, Ralph. Sacroiliac joint pain. Anatomy, biomechanics, diagnosis and treatment. En: American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation. December, 2006, vol. 85, pág. 997-1006.

FORST, Stacy, et al. The sacroiliac joint: anatomy, physiology and clinical significance. En: Pain Physician. December, 2006, vol. 9: 61-68.

FORTIN, Joseph, et al. Sacroiliac join innervation and pain. En: American Journal of Orthopedics. December, 1999, vol. 1, pág. 687-690.

GATTON, Michelle L, et al. A three dimensional mathematical model of the thoracolumbar fascia and an estimate of its biomechanical effect. Journal of Biomechanics. October, 2010, vol. 43, no. 14, pág. 2792-2797.

GERLING, Michael y BROWN, Stephen. Architectural analysis and predicted functional capability of the human latissimus dorsi muscle. En: Journal of Anatomy. June, 2013, Vol. 223, pág.112-122.

GILL, Dawn; et al. Using a single question to assess physical activity in older adults: a reliability and validity study. En: BMC Medical Research Methodology. 2012, vol. 12, pág.20: 1-10.

GOLDBERG, Mark, et al. A review of the association between cigarette smoking and the development of nonspecific back pain and related outcomes. En: Spine. Julio, 1999, Vol. 25, no. 8, pág. 995-1014.

GOLDSTEIN, Marc, et al. The revised research agenda for physical therapy. En: Physical Therapy. December, 2011, vol. 91, pág. 165-174.

GÓMEZ, Manuel, et al. Sinopsis de pruebas estadísticas no paramétricas. Cuando usarlas. En: Revista Mexicana de Pediatría. Marzo, 2003, vol. 70, pág. 91-99.

GORE, Mugdha, et al. The burden of chronic low back pain. Clinical comorbidities, treatment patterns, and health care costs in usual care settings. Spine. November, 2012, vol. 37 no. 11, pág. 668-677.

GREENLAND, Sander. Modeling and variable selection in epidemiologic analysis. En: American Journal of Public Health. Spring, 1989, vol. 79, pág. 340-349.

HAAS, Mitchell. Interexaminer reliability for multiple diagnostic test regimens. En: Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. March, 1991, vol. 14, no. 2, pág. 95-103.

HANCOCK, Mark, et al. Systematic review of tests to identify the disc, SIJ or facet joint as the source of low back pain. En: Europe Spine Journal. April, 2007, vol. 16, pág. 1539-1550.

HARRISON, Deed, et al. The sacroiliac joint: A review of anatomy and biomechanics with clinical implications. En: Journal of Manipulative Physiological Therapeutics. November-December, 1997, vol. 20, no. 9, pág. 607-617.

HENEWEER, Hans, VANHEES, Luc and PICALET, Susan. Physical activity and low back pain: A U-shaped relation. En: Pain. December, 2009, vol. 143, pág. 21-25.

HEUCH, Ingrid, et al. Body mass index as a risk factor for developing chronic low back pain a follow up in the Nord-Trøndelag health study. En: Spine. June, 2013, vol. 38, no. 2, pág. 133- 139.

HODGES, Paul y MOSELEY, Lorimer. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. September, 2003, vol. 13, pág. 361-370.

HODGES, Paul y RICHARDSON, Carolyn. Delayed Postural contraction of transversal abdominis in low back pain associated with movements of the lower limb. En: Journal of Spinal Disorders. August, 1998, vol. 11, no. 1, pág. 46-56.

HODGES, Paul y RICHARDSON, Carolyn. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control of transversus abdominis. En: Spine. December, 1996, vol. 21, no. 22, pág. 2640-2650.

HODGES, Paul. Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. January, 2011, vol. 21, pág. 220-228.

HORNG, Yi-Shiung, et al. Predicting health-related quality of life in patients with low back pain. En: Spine. April, 2006, vol. 30, no. 5, pág. 551-555.

HOY, Damian, et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain. En: Arthritis & Rheumatism. June, 2012, vol. 64, no. 6, pág. 2028-2037.

HOY, Damian, et al. The epidemiology of low back pain. En: Best Practice & Research Clinical Rheumatology. October, 2010, vol. 24, pág. 769-781.

HUNGERFORD, Barbara, et al. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. En: Spine. December, 2003, vol. 28, no. 14, pág. 1593-1600.

JACOBS, Jeremy, et al. Chronic back pain among the elderly: prevalence, associations, and predictors. En: Spine. August, 2006, vol. 31, no. 7, pág. 203-207.

JENSEN Mark P. y KAROLY, Paul. Self-report Scales and procedures for assessing pain in adults. En: Turk D and Melzach R. Handbook of pain assessment. 2da edición, Nueva York, 2001. p.15-31.

JONES, Gareth T. y MACFARLANE, Gary J. Epidemiology of low back pain in children and adolescents. En: Archives Disease Child. October, 2005, vol. 90, pág. 312-316.

KACAR, Gulizar, et al. Quantitative sacroiliac joint scintigraphy in normal subjects and patients with sacroiliitis. En: Annals of Nuclear Medicine. February, 1998, vol. 12, no. 3, pág. 169-173.

KATZ, Jeffrey. Lumbar disc disorders and low back pain: socioeconomic factors and consequences. En: Journal of bone and joint surgery. October, 2006, vol. 88, no. 2, pág. 21-24.

KELLN, Brent, et al. Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. En: Journal of Sport Rehabilitation. 2008, vol. 17, pág. 160-170.

KELSEY, Jennifer L. Chapter 10. Methods in observational epidemiology: Cross sectional and other types of studies. 2 ed. New York: Oxford University Press. 1996.

KENDALL, Florence, et al. Kendall's músculos: pruebas funcionales, postura y dolor. 5 edición. Madrid: Marvan. 2007. p.436-437,324-325.

KISNER, Carolyn and COLBY, Lynn. Therapeutic exercise. 5th edition. Philadelphia: Davidplus, 2007. p.1-928.

KOKMEYER, Dirk, et al. The reliability of multitest regimens with sacroiliac pain provocation tests. En: Journal of Manipulative Physiological Therapeutics. January, 2002, vol. 25, no. 1, pág. 42-48.

LASLETT, Mark y WILLIAMS, Maynard. The reliability of selected pain provocation test for sacroiliac joint pathology. En: Spine. January, 1994, vol. 19, no. 11, pág. 1243-1249.

LASLETT, Mark, et al. Diagnosing painful sacroiliac joints: A validity study of a McKenzie evaluation and sacroiliac provocation tests. En: Australian Journal of Physiotherapy. 2003, vol. 49, pág. 89-97.

LASLETT, Mark, et al. Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests. En: Manual Therapy. January, 2005, vol. 10. Pág. 207-218.

LATZA, Ute, et al. Influence of occupational factors on the relation between socioeconomic status and self-reported back pain in a population based sample of German adults with back pain. En: Spine. September, 2000, vol. 25, no. 11, pág.1390-1397.

LEE, Diana. Evolución de los mitos y realidades sobre la función y disfunción de la cintura pélvica. En: VLEEMING, Andry; MOONEY, Vert y STOECKAR, Rob. Movimiento, estabilidad y dolor lumbopelvico. Integración de la investigación con el tratamiento. 2da edición. Barcelona: Masson, 2008. p. 192.

LEGGAT, Peter, et al. Prevalence and correlates of low back pain among occupational therapy students in northern Queensland. En: Canadian Journal of Occupational Therapy. February, 2008, vol. 75, no. 1, pág. 35-41.

LI, YongPing, WEI, XiaoChung, ZHOU, JingMing and WEI, Lei. The Age-Related changes in cartilage and osteoarthritis. En: BioMed Research International. June, 2013, vol. 1, pág. 1-12.

MAIGNE, Jean-Yves, et al. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain. En: Spine. June, 1996, vol. 21, pág. 1889-1892.

MAJID, Kamran y TRUUMEEES, Eeric. Epidemiology and natural history of low back pain. En: Seminars in Spine Surgery. February, 2008, vol. 20, pág. 87-92.

MANCHIKANTI, Laxmaiah, et al. Evaluation of the relative contributions of various structures in chronic low back pain. En: Pain Physician. 200, vol. 4, no. 4, pág. 308-316.

MANTILLA, Sonia Carolina y GÓMEZ CONESA, Antonia. El cuestionario internacional de actividad física. un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. En: Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología. Abril, 2007, vol.10, pág. 48-52.

MATSUI, Hisao, et al. Risk indicators of low back pain among workers in Japan. Association of familial and physical factors with low back pain. En: Spine. December, 1997, vol. 22, no. 11, pág. 1242-1248.

MCGRATH, Maurice Christopher. Clinical considerations of sacroiliac joint anatomy: a review of function, motion and pain. En: Journal of Osteopathic Medicine. February, 2004, vol. 7, no. 1, pág. 16-24.

MIKKONEN, Paula, et al. Association between overweight and low back pain a population-based prospective cohort study of adolescents. En: Spine. December, 2013, vol. 38, no. 12, pág. 1026-1036.

MILLER, James Anthony, et al. Load-displacement behavior of sacroiliac joints. En: Journal of Orthopedic Research. 1987, vol. 5, pág. 92-101.

MOONEY, Vert, et al. Exercise treatment for sacroiliac pain. En: Orthopedics. January, 2001, vol. 24, no. 1, pág. 29-32.

MURIEL, Clemente. Dolor crónico, diagnóstico, clínica y tratamiento: farmacología de los analgésicos no opiáceos (AINE). 1era edición. Madrid-España: Arán ediciones S.L, 2007. p. 149-194.

OMS - Organización Mundial de la Salud. Discapacidades. [En línea]. Citado el 3 de mayo de 2015. Disponible en: <http://www.who.int/topics/disabilities/es/>

OROZCO-VARGAS, Luis C. Medición en Salud, Diagnóstico, Evaluación de resultados, un manual crítico más allá de lo básico. Bucaramanga Colombia: Publicaciones UIS, 2010. p. 73-103.

ÖSTGAARD, Hans, et al. The posterior pelvic pain provocation test in pregnant women. En: European Spine Journal. February, 1994, vol. 3, pág. 258-260.

O'SULLIVAN, Peter and BEALES, Darren. Diagnosis and classification of pelvic girdle pain disorders. Part 1: A mechanism based approach within a biopsychosocial framework. En: Manual Therapy. February, 2007, vol. 12, pág. 86-97.

PARDEHSHENAS, Hamed, et al. Lumbopelvic muscle activation patterns in three stances under graded loading conditions: Proposing a tensegrity model for load transfer through the sacroiliac joints. En: Journal of Bodywork & Movement Therapies. May, 2014, vol.1, pág. 1-10.

PATRICK, Nathan, et al. Acute and chronic low back pain. En: Med Clin N Am. 2014, vol. 98, pág. 777-789.

PETERSEN, Solveig, et al. High prevalence of tiredness and pain in young schoolchildren. En: Scandinavian Journal of Public Health. October, 2003, vol. 31, pág. 367–374.

POWER, Chris, et al. Predictors of low back pain onset in a prospective british study. En: American Journal of Public Health. October, 2001, Vol. 91, no. 10, pág. 1671-1678.

RAMIREZ, Carolina e CAMARGO, Diana. Disfunção da articulação sacro-ilíaca em jovens com dor lombar. En: Fisioter Mov. Julio, 2010, vol. 23, no. 3, pág. 419-28.

RAMIREZ, Carolina, et al. Disfunción de la articulación sacroilíaca: causa potencial de dolor lumbar. En: Salud UIS. Febrero, 2007, vol. 39, pág. 40-50.

RAZALI, Nornadiah Mohd and WAH, Yap Bee. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. En: Journal of Statistical Modeling and Analytics. 2011, vol. 2, no. 1, p. 21-33.

REIMAN, Michael P., et al. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. En: Physiotherapy Theory & Practice. July, 2012, vol. 28, pág. 257-268.

REPÚBLICA DE COLOMBIA. Ministerio de Educación Nacional. Niveles de educación básica y superior. [En línea] [10 de junio de 2015] Disponible en: HYPERLINK "<http://www.mineducacion.gov.co/1621/w3-article-231238.html>"

REPUBLICA DE COLOMBIA. Ministerio de Salud. Resolución N° 008430 (4 de octubre de 1993). Normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Bogotá.

RICHARDSON, Carolyn, et al. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. En: Spine. July, 2002, vol. 27, no. 4, pág. 399-405.

RIDDLE, Daniel y FREBURGER, Janet. Evaluation of the presence of the sacroiliac joint region dysfunction using a combination of tests: A multicenter intertester reliability study. En: Physical Therapy. August, 2002, vol. 82, no. 8, pág. 772-781.

ROBINSON, Hilde, et al. The reliability of selected motion and pain provocation tests for the sacroiliac joint. En: Manual Therapy. September, 2007, vol. 12, pág. 72-79.

ROLAND, Martin O. A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. En: Clinical Biomechanics. 1986, vol. 1, no. 2, pág. 102-109.

SAIDU, Ismaila, et al. Lumbar spinal mobility changes among adults with advancing age. En: Journal of Mid-life Health. December, 2011, vol. 2, pág. 65-71.

SALLIS, James y OWEN, Neville. Physical activity y behavioral medicine: Defining and measuring physical activity. 1st edition. London: Sage publications, 1999. p. 54-106.

SCHWARZER, Anthony, et al. The relative contributions of the disc and zigapophyseal joint in chronic low back pain. En: Spine. October, 1994, vol. 19, no. 7, pág. 801-806.

SCHWARZER, Anthony, et al. The sacroiliac joint in chronic low back pain. En: Spine. January, 1995, Vol. 25, no. 1, pág. 31-37.

SHADMEHR, Azadeh; JAFARIAN, Zohreh y TALEBIAN, Saeed. Changes in recruitment of pelvic stabilizer muscles in people with and without sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. En: Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. January, 2012, vol. 25, pág. 27-32.

SHEERAN, Liban, et al. Spinal position sense and trunk muscle activity during sitting and standing in nonspecific chronic low back pain. En: Spine. September, 2012, vol. 37, no. 8, pág. 486-495.

SHEN, Francis, et al. Nonsurgical management of acute and chronic low back pain. En: Journal of the American Academy of Orthopedic Surgeons. August, 2006, vol. 14, no. 8, pág. 477- 487.

SHIRI, Rahman, et al. The association between obesity and the prevalence of low back pain in young adults. The cardiovascular risk in young finns study. En: American Journal of Epidemiology. March, 2008, vol. 167, no. 9, pág. 1110-1119.

SHIRI, Rahman, et al. The association between smoking and low back pain: A meta-analysis. En: The American Journal of Medicine. Enero, 2010. Vol 123, no. 1, pág. 1-29.

SHROUT, Patrick y FLEISS, Joseph. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. En: Psychological Bulleting. 1979, vol. 86, no. 2, pág. 420-428.

SIMOPOULOS, Thomas, et al. A systematic evaluation of prevalence and diagnostic accuracy of sacroiliac joint interventions. En: Pain Physician. May-june, 2012, vol. 15, pág. 305-344.

SMIDT, Gary, et al. Sacroiliac motion for extreme hip positions. En: Spine. January, 1997, vol. 22, no. 18, pág. 2073-2082.

SNIJDERS, Chris, et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. En: Journal of Electromyography and Kinesiology. 1998, vol. 8, pág. 205-214.

STATACORP. Stata statistical software. Release 13.0 College station, T.X: StataCorp LP, 2015.

STECCO, Antonio, et al. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. Journal of Bodywork and Movement Therapies. April, 2013, 17, pág. 512-517.

STEFANE, Thais, et al. Chronic low back pain: pain intensity, disability and quality of life. En: Acta Paul Enferm February. 2013, vol. 26, no. 1, pág. 14-20.

STURESSON, Bengt, et al. Movements in the sacroiliac joints: a roentgen stereophotogrammetric analysis. En: Spine. February, 1989, vol. 14, no. 2, pág. 162-165.

STURESSON, Bengt; UDEN, Alf y VLEEMING, Andry. A radiostereometric analysis of movements of the sacroiliac joints during the standing hip flexion test. En: Spine. April, 2000, vol. 25, no. 3, pág. 364-368.

STURESSON, Bengt; UDEN, Alf y VLEEMING, Andry. A radiostereometric analysis of the movements of the sacroiliac joints in the reciprocal straddle position. En: Spine. April, 2000, vol. 25, no. 2, pág. 214-217.

SZADEK, Karolina, et al. Diagnostic validity of criteria for sacroiliac joint pain: A systematic review. En: Journal of Pain. April, 2009, vol. 10, no. 4, pág. 354-368.

SZADEK, Karolina, et al. Nociceptive nerve fibers in the sacroiliac joint in humans. En: Regional Anesthesia and Pain Medicine. January-February, 2008. Vol. 33, no.1, pág. 36-43.

TAKAYAMA, Akinori. Stress analysis and movement in sacroiliac joints. En: Nippon Ika Daigaku Zasshi. October, 1990, vol. 57, no. 5, pág. 476-485.

SENIAM – The Seniam Project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles). [En línea], Citado el 15 de noviembre de 2014. Disponible en: <http://www.seniam.org>.

THORBJÖRNSSON, Carina, et al. Psychosocial and physical risk factors associated with low back pain: a 24 year follow up among women and men in a broad range of occupations. En: Occupational Environment Medicine. July, 1998, vol. 55, pág. 84-90.

VAN DER WURFF, Peter, et al. A multitest regimen of pain provocation tests as an aid to reduce unnecessary minimally invasive sacroiliac joint procedures. En: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. September, 2006, vol. 87, pág. 10-14.

VAN DER WURFF, Peter, et al. Clinical tests of the sacroiliac joint: A systematic methodological review. Part 1: Reliability. En: Manual Therapy. 2000, vol. 5, no. 1, pág. 30-36.

VAN WINGERDEN, Jan Paul, et al. Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. En: European Spine Journal. April, 2004, vol. 13, pág. 199-205.

VANELDEREN, Pascal, et al. Sacroiliac joint pain. En: Pain Practice. 2010, vol. 10, no. 5, pág. 470–478.

VIOLINN, Ernest. The epidemiology of low back pain in the rest of the world. A review of surveys in low and middle income countries. En: Spine. January, 1997, vol. 22, no. 15, pág. 1747-1754.

VLEEMING, Andry, et al. Authors' response to the letter to the Editors by Professor M. T. Cibulka: a critical interpretation of sacroiliac joint movement studies. En: Journal of Anatomy. 2013, vol. 222, pág. 391-395.

VLEEMING, Andry, et al. European guidelines for diagnosis and treatment of pelvic girdle pain. En: European Spine Journal. December, 2008, vol. 17, pág. 794-819.

VLEEMING, Andry, et al. Load application to the ligament; influences on sacrotuberous sacroiliac joint mechanics. En: Clinical Biomechanics. August, 1989, vol. 4, pág. 204-209.

VLEEMING, Andry, et al. Mobility in sacroiliac joints in the elderly: a kinematic and radiological study. En: Clin Biomech. August, 1992, vol. 7, no. 3, pág. 170-176.

VLEEMING, Andry, et al. Relation between form and function in the sacroiliac joint. Part 1: clinical anatomical aspects. En: Spine. February, 1990, vol. 15, no. 2, pág. 130-135.

VLEEMING, Andry, et al. The function of the long dorsal sacroiliac ligament. En: Spine. July, 1996, vol.5, no. 5, pág. 556-562.

VLEEMING, Andry, et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. It's function in load transfer from spine to legs. En: Spine. April, 1995, vol. 20, no. 7, pág. 753-758.

WALKER, Joan. The sacroiliac joint: A critical review. En: Physical Therapy. December, 1992, vol. 72, no. 12, pág. 903-916.

WILLARD, Frank, et al. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. En: Journal of Anatomy. May, 2012, vol. 221, pág. 507–536.

YIN, Way, et al. Sensory stimulation-guided sacroiliac joint radiofrequency neurotomy: technique based on neuroanatomy of the dorsal sacral plexus. En: Spine. January, 2003. Vol. 28, no. 20, pág. 2419-2425.

ANEXOS

Anexo A. Propiedades psicométricas de las pruebas de provocación de dolor

Prueba	Autor	Edad y número de participantes	Características de la población	Reproducibilidad (k) intervalos de confianza del 95%
Distracción	Laslett 1994	39 ± 13.4 años N= 51	Personas con DL unilateral, dolor sobre región glútea, con o sin irradiación a MMII.	0.69 ----
	Kokmeyer 2002	38 ± 11.8 años N=78	Personas asintomáticas y con DL > 6 meses	0.46 (0.13-0.79)
	Robinson 2007	34.2 (25–50) años 31.2 (25–43) años 29.6 (24–34) años N=61	Personas con espondilosis anquilosante, mujeres en etapa postparto > 6 semanas y asintomáticos.	0.63 (0.43–0.83)
Compresión	Laslett 1994	39 ± 13.4 años N= 51	Personas con DL unilateral, dolor sobre región glútea, con o sin irradiación a MMII.	0.73 ----
	Kokmeyer 2002	38 ± 11.8 años N=78	Personas asintomáticas y con DL > 6 meses	0.58 (0.23-0.94)
	Robinson 2007	34.2 (25–50) años 31.2 (25–43) años 29.6 (24–34) años N=61	Personas con espondilosis anquilosante, mujeres en etapa postparto > 6 semanas y asintomáticos.	0.48 (0.18–0.78) derecha 0.67 (0.43–0.91) izquierda
Empuje del muslo o cizallamiento posterior	Dreyfuss 1996	44.5 (18-87) años N=85	Personas con dolor por debajo de L5.	0.64 ----
	Laslett 1994	39 ± 13.4 años N= 51	Personas con DL unilateral, dolor sobre región glútea, con o sin irradiación a MMII.	0.88 ----
	Kokmeyer 2002	38 ± 11.8 años N=78	Personas asintomáticas y con DL > 6 meses	0.69 (0.51-0.88)
	Arab 2009	43 ± 10 años N=25	Personas con DL, dolor sobre región glútea, con o sin irradiación sobre MMII	0.68 (0.24-0.96) derecha 0.52 (0.00-0.82) izquierda
Gaenslen	Laslett 1994	39 ± 13.4 años N= 51	Personas con DL unilateral, dolor sobre región glútea, con o sin irradiación a MMII.	0.75 ----
	Dreyfuss 1996	44.5 (18-87) años N=85	Personas con dolor por debajo de L5.	0.61 ----
	Kokmeyer 2002	38 ± 11.8 años N=78	Personas asintomáticas y con DL > 6 meses	0.58 (0.32-0.88)
Empuje del sacro	Laslett 1994	39 ± 13.4 años N= 51	Personas con DL unilateral, dolor sobre región glútea, con o sin irradiación a MMII.	0.52 ----
	Dreyfuss 1996	44.5 (18-87) años N=85	Personas con dolor por debajo de L5.	0.30 ----
Patrick o FABER	Kokmeyer 2002	38 ± 11.8 años N=78	Personas asintomáticas y con DL > 6 meses	0.62 (0.33-0.91)
	Robinson 2007	34.2 (25–50) años 31.2 (25–43) años 29.6 (24–34) años N=61	Personas con espondilosis anquilosante, mujeres en etapa postparto > 6 semanas y asintomáticos.	0.60 (0.39–0.81) derecha 0.48 (0.27–0.69) izquierda
	Arab 2009	43 ± 10 años N=25	Personas con DL, dolor sobre región glútea, con o sin irradiación sobre MMII	0.52 (0.06-0.83) derecha 0.60 (0.09-0.89) izquierda

k=kappa

Validez para las pruebas de provocación de dolor de la ASI por autor comparadas con la aplicación de anestesia guiada por fluoroscopia.

Test o Prueba	Autor	Edad y # de participantes	Características de la población	Sensibilidad	Especificidad	VPP	VPN
Distracción	Laslett 2005	42 (20-79) años N=62	Personas con dolor sobre región glútea, con o sin DL o síntomas de irradiación a MMII.	0.60	0.81	0.60	0.81
	Van der Wurff 2006	51 ± 13 años N=60	Personas con DL crónico, con o sin dolor irradiado a MMII.	1	0.0	0.45	0.0
Compresión	Laslett 2005	42 (20-79) años N=62	Personas con dolor sobre región glútea, con o sin DL o síntomas de irradiación a MMII.	0.69	0.69	0.52	0.82
	Van der Wurff 2006	51 ± 13 años N=60	Personas con DL crónico, con o sin dolor irradiado a MMII.	1	0.42	0.58	1
Empuje del muslo o cizallamiento posterior	Dreyfuss 1996	44.5 (18-87) años, N=85	Personas con dolor por debajo de L5.	0.36	0.50	---	---
	Broadhurst 1998	36 (18-72) años, N=40	Personas con DL o dolor sobre la región pélvica.	0.80	1	---	---
	Laslett 2005	42 (20-79) años N=62	Personas con dolor sobre región glútea, con o sin DL o síntomas de irradiación a MMII.	0.88	0.69	0.58	0.92
	Van der Wurff 2006	51 ± 13 años N=60	Personas con DL crónico, con o sin dolor irradiado a MMII.	0.92	0.57	0.64	0.90
Gaenslen	Dreyfuss 1996	44.5(18-87) Años, N=85	Personas con dolor por debajo de L5.	0.71	0.26	---	---
	Laslett 2005	42 (20-79) años N=62	Personas con dolor sobre región glútea, con o sin DL o síntomas de irradiación a MMII.	0.51	0.74	0.50	0.77
	Van der Wurff 2006	51 ± 13 años N=60	Personas con DL crónico, con o sin dolor irradiado a MMII.	0.25	0.81	0.53	0.57
Empuje del sacro	Dreyfuss 1996	44.5 (18-87) años, N=85	Personas con dolor por debajo de L5.	0.53	0.29	---	---
	Laslett 2005	42 (20-79) años N=62	Personas con dolor sobre región glútea, con o sin DL o síntomas de irradiación a MMII.	0.63	0.75	0.56	0.80
Patrick o FABER	Dreyfuss 1996	44.5(18-87) años, N=85	Personas con dolor por debajo de L5.	0.69	0.16	---	---
	Broadhurst 1998	36 (18-72) años, N=40	Personas con DL o dolor sobre la región pélvica.	0.77	1	---	---
	Van der Wurff 2006	51 ± 13 años N=60	Personas con DL crónico, con o sin dolor irradiado a MMII.	0.85	0.78	0.76	0.86

VPP = valor predictivo positivo, VPN = valor predictivo negativo.

Sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo y negativo y razón de probabilidades (intervalos de confianza 95%) para la aplicación grupal de 1 a 6 test de provocación de dolor comparadas con la aplicación de anestesia guiada por fluoroscopia.

Estadístico	1 o más test positivos	2 o más test positivos	3 o más test positivos	4 o más test positivos	5 o más test positivos
Sensibilidad	1.00 (0.81, 1.00)	0.93 (0.72, 0.99)	0.94 (0.72, 0.99)	0.60 (0.36, 0.80)	0.27 (0.11, 0.52)
Especificidad	0.44 (0.28, 0.61)	0.66 (0.48, 0.80)	0.78 (0.61, 0.89)	0.81 (0.65, 0.91)	0.88 (0.72, 0.95)
VPP	0.47 (0.32, 0.63)	0.58 (0.39, 0.75)	0.68 (0.47, 0.84)	0.60 (0.36, 0.80)	0.50 (0.22, 0.79)
VPN	1.00 (0.79, 1.00)	0.96 (0.78, 0.99)	0.96 (0.81, 0.99)	0.81 (0.65, 0.91)	0.72 (0.56, 0.84)
+RP	1.78 (1.41, 2.54)	2.73 (1.72, 4.64)	4.29 (2.34, 8.58)	3.20 (1.42, 7.31)	2.13 (0.64, 6.83)
-RP	0.00 (0.00, 0.46)	0.10 (0.02, 0.45)	0.80 (0.14, 0.37)	0.49 (0.24, 0.83)	0.84 (0.54, 1.11)

VPP: valor predictivo positivo; VPN: valor predictivo negativo; +RP: razón de probabilidades positivas; -RP: razón de probabilidades negativas.

Anexo B. Variables del estudio

Variables	Escala de medición	Unidad de medición	Instrumento
Variables explicatorias principales			
Fuerza muscular	Razón	libras	Dinamometría manual
Actividad EMG	Razón	Minivoltios	EMG de superficie
Amplitud		Milisegundos	
Latencia			
Variables explicatorias secundarias			
sociodemográficas			
Edad	Razón	Años cumplidos	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Genero	Nominal dicotómica	Femenino Masculino	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Estrato socioeconómico	Ordinal	1 a 6	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Nivel educativo	Ordinal	Básica primaria Básica secundaria Nivel de pregrado Nivel de posgrado	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Ocupación	Nominal categórica	Estudiante Docente Administrativo Operativo	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Antropométricas			
IMC	Razón	Kg/m ²	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Antecedentes clínicos			
Intensidad del dolor Reposo, Palpación y Movimiento	Razón	0-100 mm	EAV (ANEXO H)
Tiempo de inicio del episodio(s) de DL	Razón	Años, meses y días	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Tiempo de evolución del dolor	Nominal categórica	Subagudo Crónico	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Enfermedad de disco intervertebral	Dicotómica	Si No	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Tratamiento previo	Dicotómica	Si No	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)

FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA

Consumo de analgésicos	Nominal dicotómica	Si No	Formato de variables sociodemográficas y antropométricas (ANEXO K)
Tiempo en sedentario	Nominal categórica	≤ 8 horas > 8 horas > 15 horas	Formato de evaluación de tiempo en sedentario y nivel de actividad física (ANEXO L)
Nivel de actividad física	Ordinal	Vigorosamente activo Moderadamente activo Rara vez activo.	Formato de evaluación de tiempo en sedentario y nivel de actividad física (ANEXO L)
Funcionalidad	Razón	0-100 %	Oswestry (ANEXO M)
Variable de salida principal			
DASI	Nominal Dicotómica	Positiva Negativa	Test de provocación de dolor positivos ≥ 3 (ANEXO N)

Anexo C. Especificaciones de la evaluación de fuerza muscular.

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

Equipo: Dinamómetro manual MicroFet2 de forma bilateral (Hoggan Health Industries Inc.)

Procedimiento: Se realizaron tres pruebas a cada músculo. Cada contracción se mantuvo durante 3 a 5 segundos y se dejó un minuto de reposo entre cada repetición. Finalmente se promediaron las 3 mediciones para cada músculo evaluado.

Evaluación de la fuerza del dorsal ancho: el participante ubicado en decúbito prono sobre la camilla con los brazos a los costados del tronco y los hombros en rotación interna. Desde esta posición, el participante realizó la extensión del hombro mientras el evaluador aplicó resistencia manual hacia abajo sobre el antebrazo del participante. Se estabilizó el lado contralateral de la pelvis.

Evaluación de la fuerza del glúteo mayor: El participante ubicado en posición prona con la rodilla flexionada a 90°. Desde esta posición, el participante realizó extensión de la cadera en el arco disponible mientras el evaluador aplicó resistencia manual hacia abajo sobre el tercio medio del fémur. Se estabilizó la región superior de la pelvis ipsilateral.

Evaluación de la fuerza del bíceps femoral: El participante ubicado en posición prona con la rodilla flexionada entre 50° y 70°, con el muslo en ligera rotación externa. Desde esta posición, el participante realizó flexión de la rodilla mientras el evaluador aplicó resistencia manual hacia la extensión sobre el tercio distal de la pierna y por encima del tobillo. Se estabilizó en la región posterior del muslo.

Anexo D. Especificaciones de la evaluación electromiográfica (emg).

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

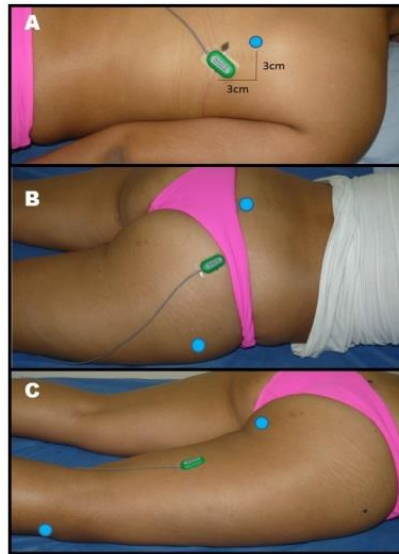
Equipo: Se utilizó un equipo de EMG de superficie marca Biometrics, con las siguientes características técnicas: un hardware con placa de conversión análogo-digital (A/D) de 14 bits, amplificador con ganancia de 1000 veces, filtro analógico de frecuencias de 20 a 450 Hz, razón de rechazo de modo común (RRMC) mayor de 96 dB, tasa de ruido de la señal menor de 5 microvoltios e impedancia mayor de 10^{15} Ohms. La EMG se registró mediante electrodos activos circulares de 10 mm de Ag/AgCl, con una distancia interelectrodos de 10 mm, los cuales fueron conectados a un MiniDataLog Bluetooth. Los datos obtenidos por los canales análogos fueron convertidos automáticamente y de manera simultánea a datos digitales que se transmitieron vía bluetooth al software DataLog para permitir la visualización, análisis y adquisición de datos en tiempo real en un computador.

Configuración del software: Se definieron los canales que fueron usados para el registro de cada músculo. Posteriormente, se determinó la frecuencia de muestreo en 1000 Hz por canal, con una sensibilidad de 3V; la resolución del sensor para la captura fue de 4600 μ V y con registro en una escala con un valor máximo de 3 mV. A continuación, se ajustó la medición “cero” de cada canal, como método de calibración antes del inicio de la captura.

Ubicación de electrodos: fueron ubicados sobre la piel posterior a un proceso tricotomía y de limpieza con alcohol.

El electrodo de referencia fue ubicado sobre el proceso espinoso de la vértebra C7 y los electrodos de superficie se ubicaron bilateralmente, 3 cm lateral y caudalmente al ángulo inferior de la escapula para el DA, en el punto central entre la línea formada entre las vértebras sacras y el trocánter mayor para el GM, en dirección de la línea de proyección

entre la espina ilíaca posterosuperior (EIPS) y la mitad de la cara posterior del muslo, y para el BF en el punto medio entre la línea formada entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia. (Figura 13).



Registro de la actividad EMG: Antes de registrar la actividad muscular, se realizó un registro del estado de reposo del músculo durante 3 segundos. Posteriormente, se realizó la contracción voluntaria isométrica máxima (CVIM) en 3 ocasiones con un minuto de descanso entre las pruebas, con el fin de evitar la aparición de la fatiga muscular. Se empleó el promedio del RMS para normalizar los resultados. El procedimiento para el registro de la CVIM empleó la postura del EMM para cada músculo como es descrito por Kendall & Kendall.

El patrón de activación EMG fue evaluado durante el levantamiento de una carga desde el nivel del suelo a partir de una posición de estocada con el miembro inferior derecho en posición adelantada y posteriormente con el miembro inferior izquierdo.

Para determinar el inicio y final de la actividad se empleó una célula de carga que permitió establecer visualmente el aumento y disminución de la presión de acuerdo con la fase de

la actividad. Esta célula de carga fue ubicada en el suelo frente al participante y el miembro inferior adelantado debía ubicarse sobre ella.

Para el análisis EMG se registró la actividad en reposo de los músculos en posición de pie antes de iniciar la actividad, posteriormente, el registro obtenido desde el primer momento de contacto con la célula de carga hasta finalizar la actividad se empleó para analizar la amplitud de la actividad EMG.

Para la ejecución de la tarea se les indicó a los participantes permanecer de pie sin moverse durante el conteo de tres segundos realizado por la evaluadora y al oír el comando “tres” iniciara la actividad desplazando un pie hacia adelante ubicándolo sobre la plataforma sin desplazar el otro miembro inferior, doblara rodillas, tomara con fuerza la caja y regresara al punto de partida con los pies juntos y la caja contra el cuerpo al nivel del pecho.

La carga fue establecida según las recomendaciones de carga máxima sugeridas por el NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health), para el levantamiento de cargas en tareas simples (plano sagital) en donde se establece que mujeres < de 18 y > de 45 años deben cargar máximo 15kg, mujeres entre 18 y 45 años y hombres < de 18 y > de 45 años deben cargar máximo 20 kg y los hombre entre los 18 y 45 años deben cargar máximo 25kg. De modo que la selección del peso ya descrito, favoreció a la población objetivo del estudio sin sobrepasar los límites establecidos.



Resultados: El tiempo de reacción electromiográfica de cada músculo entre el inicio de la tarea y el contacto con la célula de carga fue definido como la latencia (s). De esta manera, el registro de la presión por la célula de carga fue considerado como el momento cero y los músculos que se activaron antes de la misma presentaron una latencia negativa.

Fue empleada la señal en RMS normalizada para identificar el inicio de la actividad y calcular la latencia. Para determinar el inicio de la actividad EMG fue identificado el punto en el que la amplitud de la línea de base incrementó más de 2 desviaciones estándar (DE).

Adicionalmente, al convertir los datos a RMS, no es necesaria la rectificación de los mismos.

Todos los datos de electromiografía fueron filtrados a través de filtro digital Butterworth de 4ª generación con ancho de banda de 20 a 450 Hz con retraso de fase cero y a la señal de la célula de carga se aplicó un filtro pasa-baja de 20 Hz.

Anexo E. Archivo de instrucción de Matlab

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

```
% DASI_laura.m
% Rotina desenvolvida para processamento de sinais eletromiograficos e de plataforma de forza obtidos no estudo da relacao entre dor lombar e DASI.
% Musculos avaliados bilateralmente: grande dorsal, gluteo maximo e bíceps femoral.
% Atividade: manuseio de carga com abaixamento e elevacao de carga.
% Elaborada por Ana Beatriz e Laura entre 26 e 29/01/2016 - Sao Carlos. Versao final de 29/01/2016. Modificacion para analisis de datos proyecto UIS 12/02/2016

clear all
close all

% Frequencia de aquisicao dos dados
sampling = 1000;

% Carregando os arquivos
codigo = input('Entre com as iniciais do sujeito (ex: MS): ','s');

% MVCs
% Biceps Femoral Direito
MVC_BF_D_1_dados = [codigo, '_BF_Der_1'];
file =[MVC_BF_D_1_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_BF_D_1 = ' MVC_BF_D_1_dados '(:,1) ;']);
MVC_BF_D_2_dados = [codigo, '_BF_Der_2'];
file =[MVC_BF_D_2_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_BF_D_2 = ' MVC_BF_D_2_dados '(:,1) ;']);
MVC_BF_D_3_dados = [codigo, '_BF_Der_3'];
file =[MVC_BF_D_3_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_BF_D_3 = ' MVC_BF_D_3_dados '(:,1) ;']);

% Biceps Femoral Esquerdo
MVC_BF_E_1_dados = [codigo, '_BF_lzq_1'];
file =[MVC_BF_E_1_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_BF_E_1 = ' MVC_BF_E_1_dados '(:,1) ;']);
MVC_BF_E_2_dados = [codigo, '_BF_lzq_2'];
file =[MVC_BF_E_2_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
```

```
eval(['MVC_BF_E_2 = ' MVC_BF_E_2_dados '(:,1) ;']);
MVC_BF_E_3_dados = [codigo, '_BF_lzq_3'];
file =[MVC_BF_E_3_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_BF_E_3 = ' MVC_BF_E_3_dados '(:,1) ;']);
% Grande Dorsal Direito
MVC_DA_D_1_dados = [codigo, '_DA_Der_1'];
file =[MVC_DA_D_1_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_DA_D_1 = ' MVC_DA_D_1_dados '(:,1) ;']);
MVC_DA_D_2_dados = [codigo, '_DA_Der_2'];
file =[MVC_DA_D_2_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_DA_D_2 = ' MVC_DA_D_2_dados '(:,1) ;']);
MVC_DA_D_3_dados = [codigo, '_DA_Der_3'];
file =[MVC_DA_D_3_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_DA_D_3 = ' MVC_DA_D_3_dados '(:,1) ;']);
% Grande Dorsal Esquerdo
MVC_DA_E_1_dados = [codigo, '_DA_lzq_1'];
file =[MVC_DA_E_1_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_DA_E_1 = ' MVC_DA_E_1_dados '(:,1) ;']);
MVC_DA_E_2_dados = [codigo, '_DA_lzq_2'];
file =[MVC_DA_E_2_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_DA_E_2 = ' MVC_DA_E_2_dados '(:,1) ;']);
MVC_DA_E_3_dados = [codigo, '_DA_lzq_3'];
file =[MVC_DA_E_3_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_DA_E_3 = ' MVC_DA_E_3_dados '(:,1) ;']);
% Gluteo Maximo Direito
MVC_GM_D_1_dados = [codigo, '_GM_Der_1'];
file =[MVC_GM_D_1_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_GM_D_1 = ' MVC_GM_D_1_dados '(:,1) ;']);
MVC_GM_D_2_dados = [codigo, '_GM_Der_2'];
file =[MVC_GM_D_2_dados, '.txt'];
eval(['load ' file]);
eval(['MVC_GM_D_2 = ' MVC_GM_D_2_dados '(:,1) ;']);
MVC_GM_D_3_dados = [codigo, '_GM_Der_3'];
```

132

```
% Remocao de offset
MVC_BF_D_1 = MVC_BF_D_1-mean(MVC_BF_D_1);
MVC_BF_D_2 = MVC_BF_D_2-mean(MVC_BF_D_2);
MVC_BF_D_3 = MVC_BF_D_3-mean(MVC_BF_D_3);
MVC_BF_E_1 = MVC_BF_E_1-mean(MVC_BF_E_1);
MVC_BF_E_2 = MVC_BF_E_2-mean(MVC_BF_E_2);
MVC_BF_E_3 = MVC_BF_E_3-mean(MVC_BF_E_3);
MVC_DA_D_1 = MVC_DA_D_1-mean(MVC_DA_D_1);
MVC_DA_D_2 = MVC_DA_D_2-mean(MVC_DA_D_2);
MVC_DA_D_3 = MVC_DA_D_3-mean(MVC_DA_D_3);
MVC_DA_E_1 = MVC_DA_E_1-mean(MVC_DA_E_1);
MVC_DA_E_2 = MVC_DA_E_2-mean(MVC_DA_E_2);
MVC_DA_E_3 = MVC_DA_E_3-mean(MVC_DA_E_3);
MVC_GM_D_1 = MVC_GM_D_1-mean(MVC_GM_D_1);
MVC_GM_D_2 = MVC_GM_D_2-mean(MVC_GM_D_2);
MVC_GM_D_3 = MVC_GM_D_3-mean(MVC_GM_D_3);
MVC_GM_E_1 = MVC_GM_E_1-mean(MVC_GM_E_1);
MVC_GM_E_2 = MVC_GM_E_2-mean(MVC_GM_E_2);
MVC_GM_E_3 = MVC_GM_E_3-mean(MVC_GM_E_3);
ativ_MID_DA_E = ativ_MID_DA_E-mean(ativ_MID_DA_E);
ativ_MID_DA_D = ativ_MID_DA_D-mean(ativ_MID_DA_D);
ativ_MID_GM_D = ativ_MID_GM_D-mean(ativ_MID_GM_D);
ativ_MID_GM_E = ativ_MID_GM_E-mean(ativ_MID_GM_E);
ativ_MID_BF_D = ativ_MID_BF_D-mean(ativ_MID_BF_D);
ativ_MID_BF_E = ativ_MID_BF_E-mean(ativ_MID_BF_E);
ativ_MII_DA_D = ativ_MII_DA_D-mean(ativ_MII_DA_D);
ativ_MII_DA_E = ativ_MII_DA_E-mean(ativ_MII_DA_E);
ativ_MII_GM_D = ativ_MII_GM_D-mean(ativ_MII_GM_D);
ativ_MII_GM_E = ativ_MII_GM_E-mean(ativ_MII_GM_E);
ativ_MII_BF_D = ativ_MII_BF_D-mean(ativ_MII_BF_D);
ativ_MII_BF_E = ativ_MII_BF_E-mean(ativ_MII_BF_E);
ativ_MID_plat = ativ_MID_plat-mean(ativ_MID_plat(1:500));
ativ_MII_plat = ativ_MII_plat-mean(ativ_MII_plat(1:500));

% Aplicando o filtro passa-banda de 20 a 450 HZ
n = 6; % ordem do filtro
Wn = [20/(sampling/2) 450/(sampling/2)]; % frequencia de corte (passa-banda)
[b,a] = butter(n,Wn); % definindo tipo de filtro Butterworth
MVC_BF_D_1 = filtfilt(b,a,MVC_BF_D_1);
MVC_BF_D_2 = filtfilt(b,a,MVC_BF_D_2);
MVC_BF_D_3 = filtfilt(b,a,MVC_BF_D_3);
MVC_BF_E_1 = filtfilt(b,a,MVC_BF_E_1);
```

```

MVC_BF_E_2 = filtfilt(b,a,MVC_BF_E_2);
MVC_BF_E_3 = filtfilt(b,a,MVC_BF_E_3);
MVC_DA_D_1 = filtfilt(b,a,MVC_DA_D_1);
MVC_DA_D_2 = filtfilt(b,a,MVC_DA_D_2);
MVC_DA_D_3 = filtfilt(b,a,MVC_DA_D_3);
MVC_DA_E_1 = filtfilt(b,a,MVC_DA_E_1);
MVC_DA_E_2 = filtfilt(b,a,MVC_DA_E_2);
MVC_DA_E_3 = filtfilt(b,a,MVC_DA_E_3);
MVC_GM_D_1 = filtfilt(b,a,MVC_GM_D_1);
MVC_GM_D_2 = filtfilt(b,a,MVC_GM_D_2);
MVC_GM_D_3 = filtfilt(b,a,MVC_GM_D_3);
MVC_GM_E_1 = filtfilt(b,a,MVC_GM_E_1);
MVC_GM_E_2 = filtfilt(b,a,MVC_GM_E_2);
MVC_GM_E_3 = filtfilt(b,a,MVC_GM_E_3);
ativ_MID_DA_E = filtfilt(b,a,ativ_MID_DA_E);
ativ_MID_DA_D = filtfilt(b,a,ativ_MID_DA_D);
ativ_MID_GM_D = filtfilt(b,a,ativ_MID_GM_D);
ativ_MID_GM_E = filtfilt(b,a,ativ_MID_GM_E);
ativ_MID_BF_D = filtfilt(b,a,ativ_MID_BF_D);
ativ_MID_BF_E = filtfilt(b,a,ativ_MID_BF_E);
ativ_MII_DA_D = filtfilt(b,a,ativ_MII_DA_D);
ativ_MII_DA_E = filtfilt(b,a,ativ_MII_DA_E);
ativ_MII_GM_D = filtfilt(b,a,ativ_MII_GM_D);
ativ_MII_GM_E = filtfilt(b,a,ativ_MII_GM_E);
ativ_MII_BF_D = filtfilt(b,a,ativ_MII_BF_D);
ativ_MII_BF_E = filtfilt(b,a,ativ_MII_BF_E);

% Aplicando o filtro passa-baixa nos dados da plataforma de forca
n = 2;           % ordem do filtro
Wn = 20/(sampling/2); % frequencia de corte (passa-banda)
[b,a] = butter(n,Wn,'low'); % definindo tipo de filtro Butterworth
ativ_MID_plat_f = filtfilt(b,a,ativ_MID_plat);
ativ_MII_plat_f = filtfilt(b,a,ativ_MII_plat);

% Conversao dos dados em RMS e normalizacao
fator_normaliz_BFD = max([max(rmsUIS(MVC_BF_D_1)) max(rmsUIS(MVC_BF_D_2)) max(rmsUIS(MVC_BF_D_3))]);
fator_normaliz_BFE = max([max(rmsUIS(MVC_BF_E_1)) max(rmsUIS(MVC_BF_E_2)) max(rmsUIS(MVC_BF_E_3))]);
fator_normaliz_DAD = max([max(rmsUIS(MVC_DA_D_1)) max(rmsUIS(MVC_DA_D_2)) max(rmsUIS(MVC_DA_D_3))]);
fator_normaliz_DAE = max([max(rmsUIS(MVC_DA_E_1)) max(rmsUIS(MVC_DA_E_2)) max(rmsUIS(MVC_DA_E_3))]);
fator_normaliz_GMD = max([max(rmsUIS(MVC_GM_D_1)) max(rmsUIS(MVC_GM_D_2)) max(rmsUIS(MVC_GM_D_3))]);
fator_normaliz_GME = max([max(rmsUIS(MVC_GM_E_1)) max(rmsUIS(MVC_GM_E_2)) max(rmsUIS(MVC_GM_E_3))]);
ativ_MID_DA_E_n = (rmsUIS(ativ_MID_DA_E)/fator_normaliz_DAE)*100;
ativ_MID_DA_D_n = (rmsUIS(ativ_MID_DA_D)/fator_normaliz_DAD)*100;

```

```

ativ_MID_GM_D_n = (rmsUIS(ativ_MID_GM_D)/fator_normaliz_GMD)*100;
ativ_MID_GM_E_n = (rmsUIS(ativ_MID_GM_E)/fator_normaliz_GME)*100;
ativ_MID_BF_D_n = (rmsUIS(ativ_MID_BF_D)/fator_normaliz_BFD)*100;
ativ_MID_BF_E_n = (rmsUIS(ativ_MID_BF_E)/fator_normaliz_BFE)*100;
ativ_MII_DA_D_n = (rmsUIS(ativ_MII_DA_D)/fator_normaliz_DAD)*100;
ativ_MII_DA_E_n = (rmsUIS(ativ_MII_DA_E)/fator_normaliz_DAE)*100;
ativ_MII_GM_D_n = (rmsUIS(ativ_MII_GM_D)/fator_normaliz_GMD)*100;
ativ_MII_GM_E_n = (rmsUIS(ativ_MII_GM_E)/fator_normaliz_GME)*100;
ativ_MII_BF_D_n = (rmsUIS(ativ_MII_BF_D)/fator_normaliz_BFD)*100;
ativ_MII_BF_E_n = (rmsUIS(ativ_MII_BF_E)/fator_normaliz_BFE)*100;
% Localizando o inicio e final do contato com a plataforma de força MID
localiza_MID = find(ativ_MID_plat_f >= 1);
toque_MID=0;
y=1;
while toque_MID==0;
    compara = ativ_MID_plat_f(localiza_MID(y)+50)>3;
    if compara == 1
        toque_MID = localiza_MID(y);
    end
    y=y+1;
end
localiza_MID = find(ativ_MID_plat_f(toque_MID+1000:end)<=1);
saida_MID = localiza_MID(1)+(toque_MID+1000-2);
% MII
localiza_MII = find(ativ_MII_plat_f >= 1);
toque_MII=0;
y=1;
while toque_MII==0;
    compara = ativ_MII_plat_f(localiza_MII(y)+50)>3;
    if compara == 1
        toque_MII = localiza_MII(y);
    end
    y=y+1;
end
localiza_MII = find(ativ_MII_plat_f(toque_MII+1000:end)<=1);
saida_MII = localiza_MII(1)+(toque_MII+1000-2);
% Convertendo eventos para segundos
toque_MID_t = toque_MID/sampling;
saida_MID_t = saida_MID/sampling;
toque_MII_t = toque_MII/sampling;
saida_MII_t = saida_MII/sampling;

```

```

variaveis = [toque_MID_t; saida_MID_t; toque_MII_t; saida_MII_t];
salvar=[codigo '_dadosPLAT', '.res '];
eval(['save -ascii ', salvar, 'variaveis', '-tabs']) ;
pause
close all

% Localizando tON e tOFF de cada musculo
fprintf('MID: Dorsal Ancho Izquierdo\n');
latencia_ativ_MID_DA_E_n = tontoff(ativ_MID_DA_E_n,[codigo '_MID_DA_E']);
fprintf('MID: Dorsal Ancho Derecho\n');
latencia_ativ_MID_DA_D_n = tontoff(ativ_MID_DA_D_n,[codigo '_MID_DA_D']);
fprintf('MID: Gluteo Mayor Derecho\n');
latencia_ativ_MID_GM_D_n = tontoff(ativ_MID_GM_D_n,[codigo '_MID_GM_D']);
fprintf('MID: Gluteo Mayor Izquierdo\n');
latencia_ativ_MID_GM_E_n = tontoff(ativ_MID_GM_E_n,[codigo '_MID_GM_E']);
fprintf('MID: Biceps Femoral Derecho\n');
latencia_ativ_MID_BF_D_n = tontoff(ativ_MID_BF_D_n,[codigo '_MID_BF_D']);
fprintf('MID: Biceps Femoral Izquierdo\n');
latencia_ativ_MID_BF_E_n = tontoff(ativ_MID_BF_E_n,[codigo '_MID_BF_E']);
fprintf('MII: Dorsal Ancho Derecho\n');
latencia_ativ_MII_DA_D_n = tontoff(ativ_MII_DA_D_n,[codigo '_MII_DA_D']);
fprintf('MII: Dorsal Ancho Izquierdo\n');
latencia_ativ_MII_DA_E_n = tontoff(ativ_MII_DA_E_n,[codigo '_MII_DA_E']);
fprintf('MII: Gluteo Mayor Derecho\n');
latencia_ativ_MII_GM_D_n = tontoff(ativ_MII_GM_D_n,[codigo '_MII_GM_D']);
fprintf('MII: Gluteo Mayor Izquierdo\n');
latencia_ativ_MII_GM_E_n = tontoff(ativ_MII_GM_E_n,[codigo '_MII_GM_E']);
fprintf('MII: Biceps Femoral Derecho\n');
latencia_ativ_MII_BF_D_n = tontoff(ativ_MII_BF_D_n,[codigo '_MII_BF_D']);
fprintf('MII: Biceps Femoral Izquierdo\n');
latencia_ativ_MII_BF_E_n = tontoff(ativ_MII_BF_E_n,[codigo '_MII_BF_E']);
function resultado=tontoff(dados,nome)
x_dados = (1:length(dados))/1000 ;
ton = 0;
while ton==0;
[inicio,l] = ginput(1) ;
dados_r = dados(round(inicio):end);
i=1;
f=100;
jan=50;
while ton == 0;
    media_jan1 = mean(dados_r(i:f));

```

```

dp_jan1 = std(dados_r(i:f));
media_jan2 = mean(dados_r(i+jan:f+jan));
dp_jan2 = std(dados_r(i+jan:f+jan));
media_jan3 = mean(dados_r(i+(3*jan):f+(3*jan)));
dp_jan3 = std(dados_r(i+(3*jan):f+(3*jan)));
if media_jan2 >= media_jan1+(2*dp_jan1) & media_jan3 >= media_jan2 ;
    ton = i+jan;
elseif f+jan+(3*jan)>length(dados_r)
    fprintf('Nao foi possivel identificar TON. Escolha novo momento anterior a contracao: \n')
[inicio,l] = ginput(1) ;
dados_r = dados(round(inicio):end);
ton = 0;
i=1;
f=100;
jan=50;
while ton == 0;
    media_jan1 = mean(dados_r(i:f));
    dp_jan1 = std(dados_r(i:f));
    media_jan2 = mean(dados_r(i+jan:f+jan));
    dp_jan2 = std(dados_r(i+jan:f+jan));
    media_jan3 = mean(dados_r(i+(3*jan):f+(3*jan)));
    dp_jan3 = std(dados_r(i+(3*jan):f+(3*jan)));
    if media_jan2 >= media_jan1+(2*dp_jan1) & media_jan3 >= media_jan2 ;
        ton = i+jan;
    elseif f+jan+(3*jan)>length(dados_r)
        ton = 1;
    else
        ton = 0;
        i = i+jan;
        f = f+jan;
    end
end
else
    ton = 0;
    i = i+jan;
    f = f+jan;
end
end
x_dados_r = (1:length(dados_r))/1000 ;
plot(x_dados_r, dados_r, 'b', ton/1000, dados_r(ton), 'ro')
pergunta = input('O inicio da ativacao foi identificado corretamente? (s ou n): ', 's');

```

```

if pergunta == 'n' | pergunta == 'N' | pergunta == 'nao'
    ton = 0;
end
end
toff_a = find(dados_r(ton+1500:length(dados_r))<=dados_r(ton));
if length(toff_a) == 0
    title('Indique visualmente o FINAL da contracao: ')
    [toff_a,l] = ginput(1);
    toff = round(toff_a*1000);
else
    toff = toff_a(1)+ton+1499;
end
toff = toff+round(inicio)-1;
ton = ton+round(inicio)-1;
plot(x_dados, dados, 'b', ton/1000, dados(ton), 'ro', toff/1000, dados(toff), 'ro')
duracao = (toff-ton)/1000;
media = mean(dados(ton:toff));
pico = max(dados(ton:toff));
minimo = min(dados(ton:toff));
amplitude = pico-minimo;
integral = trapz(x_dados(ton:toff),dados(ton:toff));
variaveis = [ton/1000 toff/1000 duracao media pico minimo amplitude integral];
salvar=[nome '_tONtOFF', '.res '];
eval(['save -ascii ', salvar, 'variaveis', ' -tabs']);
else
    ton=0;
    toff=0;
    duracao=0;
    media=0;
    pico=0;
    minimo=0;
    amplitude=0;
    integral=0;
end
resultado = [ton/1000 toff/1000 duracao media pico minimo amplitude integral];
figura1 = [codigo '_latencia_MII.fig'];
saveas (figure(29), figura1);
figura2 = [codigo '_latencia_MII.jpeg'];
saveas (figure(29), figura2);
end
fprintf('***FIM***\n');

```

Anexo F. Descripción de las pruebas de provocación de dolor empleadas en el estudio para establecer el diagnóstico de DASI.

Test de distracción: con el participante en supino. El examinador ubica cada mano sobre la respectivas EIAS derecha e izquierda y aplica una fuerza dirigida hacia lateral y posterior a ambas EIAS con el fin de separarlas. El efecto esperado es una distracción de los aspectos anteriores de la ASI mientras que las estructuras posteriores se comprimen. El resultado es positivo si el movimiento produce dolor localizado unilateralmente en la ASI.

Test de Empuje del muslo o Cizallamiento posterior: el participante en supino con la cadera y la rodilla flexionada mientras que el muslo permanece en ángulo recto a la camilla y ligeramente aducido. Las manos del examinador se ubican alrededor de la rodilla flexionada. La presión es aplicada directamente a lo largo de una línea del fémur orientada verticalmente. El procedimiento es llevado a cabo en ambos lados. El resultado es positivo si la fuerza de corte posterior produce dolor sobre la ASI del lado evaluado.

Test de Gaenslen: El participante en supino cerca al borde de la camilla. Una de las piernas se suspende sobre el borde de la camilla y la cadera y rodilla de la otra pierna son flexionadas hacia el pecho. El examinador aplica una presión firme a la rodilla flexionada hacia el pecho del paciente y una presión contraria es aplicada a la rodilla de la pierna suspendida en dirección al piso. El resultado es positivo si la fuerza de rotación posterior a la ASI de la cadera y rodilla flexionada y la fuerza de rotación anterior sobre el lado de la pierna suspendida genera dolor en alguno de los lados de la ASI.

Test de Compresión: El participante en decúbito lateral con las caderas y rodillas flexionadas en ángulo recto. El fisioterapeuta se ubica encima del paciente con los miembros superiores en extensión y las palmas de las manos entrelazadas sobre la parte superior de la cresta iliaca. El examinador aplica una fuerza vertical hacia abajo sobre la cresta iliaca. La acción esperada es una fuerza de compresión en ambas ASI. La prueba es positiva si hay dolor sacro ilíaco, en el glúteo o en el área crural posterior.

Test de empuje o Cizallamiento Sacro: el participante prono, el examinador aplica una fuerza hacia abajo al centro del sacro y el efecto esperado es una fuerza de corte anterior del sacro sobre ambos ilion que puede generar dolor en alguno de los lados de la ASI.

Prueba de Patrick: El participante en supino, con la pierna que va a ser evaluada en flexión, abducción y rotación externa (FABER) de tal manera que el cuello del pie del miembro que es evaluado descansa sobre la rodilla contraria. El examinador presiona lentamente la pierna evaluada hacia la camilla mientras que aplica contrapresión al ilion opuesto. La prueba se considera positiva si reproduce dolor sobre los glúteos o irradiado al miembro inferior.

Anexo G. Resultados de la prueba piloto

Participaron 30 personas pertenecientes a la comunidad activa de la Universidad Industrial de Santander quienes cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión del estudio.

Todas las mediciones se llevaron a cabo en la Escuela de Fisioterapia de la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander. Inicialmente se les explicó a los participantes los alcances de la prueba piloto y se diligenció el formato de preselección (Anexo H), de acuerdo con los resultados de la preselección, se preguntó al participante si estaba de acuerdo en participar y si su respuesta fue afirmativa, se estableció la fecha de la evaluación. Para que los trabajadores de la Universidad pudieran participar, el jefe inmediato firmó un formulario de permiso para que el trabajador se desplazara hasta el laboratorio (Anexo I).

El día de la evaluación se leyó, explicó, diligenció y firmó el consentimiento informado (Anexo J), se continuó con el diligenciamiento del formato de registro (Anexo K), el IPAQ (Anexo L) y el Oswestry (Anexo M). Una vez diligenciados los formatos anteriormente mencionados, se procedió a ubicar los electrodos de la evaluación EMG. Una vez adaptados al participante, se inició con la evaluación de la CVsubmax y la evaluación de la fuerza muscular de forma simultánea (Anexo N). Posteriormente se registró la actividad eléctrica en reposo en posición de pie durante 3 segundos y a continuación, se dieron las indicaciones al participante para realizar el levantamiento de la carga desde el nivel del suelo, mientras que vía Bluetooth se exportó el registro de los datos al computador.

Finalizado el registro de la EMG se procedió a la aplicación de las pruebas de provocación de dolor de forma bilateral con un minuto de reposo entre la aplicación de cada prueba (Anexo N). Esta evaluación fue la última aplicada para garantizar que el posible dolor residual por la aplicación de las pruebas no interfiriera en la evaluación de la fuerza muscular y actividad EMG.

Cinco días después, a la misma hora, se repitieron los procedimientos anteriormente descritos con el fin de garantizar la independencia de las pruebas y controlar las variaciones en las mediciones.

1. REPRODUCIBILIDAD INTRAEVALUADOR Y TEST-RETEST.

Fueron evaluados 10 participantes, 7 hombres con 22 ± 1.83 años y 3 mujeres con 21 ± 1.73 años (Tabla 1), seleccionados por un método no probabilístico (conveniencia), siguiendo los criterios de inclusión y exclusión del proyecto de investigación.

La doble digitación de la base de datos fue realizada por un segundo investigador en el programa Microsoft Excel y validada en el software STATA 13.0.

Fueron descritas las características de las variables de control de la población a través de medidas de tendencia central y dispersión y para el nivel de acuerdo entre las mediciones intraevaluador y test-retest fue utilizado el método de Bland y Altman.

Tabla 1. Características sociodemográficas y antropométricas de la población

Características	DASI (-) H: 7/M: 0 n=7	DASI (+) H:0/M: 3 n=3
Edad (años)	22 $\pm$ 1.83	21 $\pm$ 1.73
IMC (Kg/m) ²	24.89 $\pm$ 2.63	21.83 $\pm$ 1.40
Ocupación	Estudiante	Estudiante

DL: dolor lumbar, DASI: disfunción de la articulación sacroilíaca, IMC: índice de masa corporal

La concordancia de las mediciones fue evaluada a través del Coeficiente de Correlación Intraclass (CCI) (2, k) y el resultado fue interpretado de acuerdo con la clasificación de Landis y Koch. Valores entre 0,81-1,00 acuerdo casi perfecto, 0,61-0,80 considerable, 0,41-0,60 moderado, 0,21-0,40 justo, 0,00-0,20 leve y <0,00 pobre.¹

¹ SHROUT, Patrick and FLEISS, Joseph. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. En: Psychological Bulletin. 1979, vol. 86, no. 2, pág. 420-428.

REPRODUCIBILIDAD INTRAEVALUADOR DE LA FUERZA MUSCULAR

Los resultados de la reproducibilidad intraevaluador de la evaluación de fuerza muscular son presentados en la tabla 2 y los resultados del nivel de acuerdo y el promedio de las diferencias se presentan en la tabla 3.

Tabla 2. Reproducibilidad intraevaluador de la evaluación de fuerza muscular a través de dinamometría manual empleando promedios.

Músculo	Valor 1 $\pm$ DE (lb)	Valor 2 $\pm$ DE (lb)	CCI 2,2 (IC del 95%)	Interpretación
DA Derecho	18.67 $\pm$ 4.73	16.81 $\pm$ 4.54	0.87 (0.44 - 0.97)	Casi perfecto
DA Izquierdo	18.12 $\pm$ 4.24	17.99 $\pm$ 5.42	0.95 (0.79 - 0.98)	Casi perfecto
GM Derecho	34.88 $\pm$ 7.93	33.53 $\pm$ 7.17	0.92 (0.72 - 0.98)	Casi perfecto
GM Izquierdo	34.38 $\pm$ 6.07	36.08 $\pm$ 4.39	0.90 (0.58 - 0.97)	Casi perfecto
BF Derecho	41.14 $\pm$ 8.19	42.69 $\pm$ 8.28	0.83 (0.33 - 0.96)	Casi perfecto
BF Izquierdo	38.55 $\pm$ 7.54	41.6 $\pm$ 5.26	0.86 (0.32 - 0.97)	Casi perfecto

Lb: libras, DE: desviación estándar, CCI: coeficiente de correlación intraclase, IC: intervalos de confianza.

Tabla 3. Nivel de acuerdo y promedio de las diferencias de las variables durante la evaluación de fuerza muscular a través de dinamometría manual.

Músculo	Valor 1 $\pm$ DE (lb)	Valor 2 $\pm$ DE (lb)	Promedio de las diferencias $\pm$ DE	Límites de acuerdo
DA Derecho	18.67 $\pm$ 4.73	16.81 $\pm$ 4.54	1.85 $\pm$ 2.78	[-3.605-7.323]
DA Izquierdo	18.12 $\pm$ 4.24	17.99 $\pm$ 5.42	0.13 $\pm$ 2.22	[-4.221-4.481]
GM Derecho	34.88 $\pm$ 7.93	33.53 $\pm$ 7.17	1.35 $\pm$ 3.97	[-6.436-9.136]
GM Izquierdo	34.38 $\pm$ 6.07	36.08 $\pm$ 4.39	-1.70 $\pm$ 2.92	[-7.443-4.037]
BF Derecho	41.14 $\pm$ 8.19	42.69 $\pm$ 8.28	-1.55 $\pm$ 6.40	[-14.093-10.993]
BF Izquierdo	38.55 $\pm$ 7.54	41.6 $\pm$ 5.26	-3.05 $\pm$ 3.82	[-10.551-4.451]

Lb: libras, DE: desviación estándar

Los participantes presentan características homogéneas en relación con la edad e IMC, lo cual permite que sea comparable la generación de fuerza durante cada evaluación. Los CCI indican un acuerdo casi perfecto entre 0,83 y 0.95 para todos los músculos, determinados a partir del promedio de 3 contracciones para cada uno. El uso de límites de acuerdo de Bland-Altman indica que los límites no son estrechos aunque el promedio de las diferencias es cercano a cero.

REPRODUCIBILIDAD INTRAEVALUADOR DE LA ACTIVIDAD ELECTROMIOGRAFICA (AMPLITUD Y LATENCIA).

Los resultados de reproducibilidad intraevaluador, nivel de acuerdo y promedio de las diferencias de la evaluación electromiográfica son presentados en la tabla 4 y 5 para las variables de amplitud y en la tabla 6 y 7 para la variable de latencia.

Tabla 4. Reproducibilidad intraevaluador de la evaluación de la amplitud electromiográfica, como porcentaje de la CV_{submax}, a través de electromiografía de superficie empleando promedios.

Variable	Actividad con el MID			interpretación	Actividad con el MII			Interpretación
	Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	CCI 2,2 (IC 95%)		Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	CCI 2,2 (IC 95%)	
DA izquierdo	25.28± 15.14	28.69± 18.26	0.88 (0.51 - 0.97)	Casi perfecto	23.20± 15.99	25.89± 27.35	0.77 (-0.002 - 0.94)	Considerable
DA derecho	18.24± 7.13	16.09± 7.83	0.79 (0.21 - 0.95)	Considerable	69.06± 102.9	32.48± 18.08	0.77 (0.24 - 0.95)	Considerable
GM derecho	53.74± 37.74	63.71± 33.05	0.86 (0.46 - 0.96)	Casi perfecto	41.33± 33.12	41.31± 20.25	0.85 (0.36 - 0.96)	Casi perfecto
GM izquierdo	25.76± 9.94	34.32± 21.34	0.33 (-1.65 - 0.83)	Justo	46.97± 16.83	45.75± 16.17	-1.32 (-39.03 - 0.51)	Casi perfecto
BF derecho	76.94± 38.78	79.48± 46.99	0.69 (-0.31 - 0.93)	Moderado	-----	-----	-----	-----
BF izquierdo	-----	-----	-----	-----	71.75± 26.64	64.27± 26.02	0.93 (0.69 - 0.98)	Casi perfecto

MID: miembro inferior derecho, MII: miembro inferior izquierdo, DE: desviación estándar, CCI: coeficiente de correlación intraclase, IC: intervalos de confianza.

Los CCI indican un acuerdo entre considerable y casi perfecto para DA izquierdo (0.77-0.88); considerable para DA derecho (0.77-0.79); casi perfecto para el GM derecho (0.85-0.86); entre justo y casi perfecto para GM izquierdo (0.33-1.32); moderado para el BF derecho (0.69) y casi perfecto para el BF izquierdo (0.93).

El uso de límites de acuerdo de Bland-Altman indican que los límites no son estrechos aunque el promedio de las diferencias es cercano a cero para la mayoría de los músculos con excepción del DA derecho cuando se realizó la tarea con el MII.

Tabla 5. Nivel de acuerdo y promedio de las diferencias de las variables durante la evaluación de amplitud EMG (% CVSubmax) a través de electromiografía de superficie.

Variable	Actividad con el MID				Actividad con el MII			
	Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	Promedio diferencias ±DE	Límites de acuerdo	Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	Promedio diferencias ±DE	Límites de acuerdo
DA izquierdo	25.28±	-28.69±	-3.41±14.59	[-32.020-25.186]	23.20	25.89±	-2.69±28.57	[-58.702-53.318]
	15.14	18.26			±	27.35		
					15.99			
DA derecho	18.24±	16.09±	2.13±6.22	[-10.055-14.331]	69.06	32.48±	36.57±94.5	[-148.724- 221.880]
	7.13	7.83			±	18.08		
					102.9	4		
GM derecho	53.74±	63.71±	-9.97±19.11	[-47-431-27.473]	41.33	41.31±	0.029±20.9	[-40.944-41.002]
	37.74	33.05			±	20.25		
					33.12	1		
GM izquierdo	25.76±	34.32±	-8.58±19.86	[-47.501-30.363]	46.97	45.75±	1.23±26.98	[-51.652-54.118]
	9.94	21.34			±	16.17		
					16.83			
BF derecho	76.94±	79.48±	-2.54±55.38	[-111.088- 106.006]	-----	-----	-----	-----
	38.78	46.99						
BF izquierdo	-----	-----	-----	-----	71.75	64.27±	7.47±11.81	[-15.671-30.605]
					±	26.02		
					26.64			

MID: miembro inferior derecho, MII: miembro inferior izquierdo, DE: desviación estándar.

Tabla 6. Reproducibilidad intraevaluador de la evaluación de la latencia EMG (s) a través de electromiografía de superficie empleando promedios.

Variable	Actividad con el MID				Actividad con el MII			
	Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	CCI 2,2 (IC 95%)	interpretación	Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	CCI 2,2 (IC 95%)	interpretación
DA izquierdo	0.083± 0.89	- 0.022± 0.69	0.58 (-0.84- 0.89)	Moderado	0.39± 0.72	0.008± 0.29	0.59 (-0.26- 0.89 0.62)	Moderado
DA derecho	0.16± 0.77	- 0.031± 0.46	0.60 (-0.62- 0.90)	Moderado	0.25± 0.83	0.041± 0.29	(-0.52- 0.91)	Considerable
GM derecho	-0.12± 0.46	- 0.017± 0.39	0.48 (-1.24- 0.87)	Moderado	0.67± 1.11	0.44± 1.12	0.74 (-0.02- 0.94)	Considerable
GM izquierdo	0.59± 0.77	0.72± 0.53	0.49 (-1.27- 0.88)	Moderado	0.12± 0.52	-0.17± 0.54	0.56 (-0.42- 0.88)	Moderado
BF derecho	-0.18± 0.68	-0.11± 0.50	0.23 (-3.07- 0.82)	Justo	-----	-----	-----	-----
BF izquierdo	-----	-----	-----	-----	0.14± 0.63	-0.30± 0.70	0.11 (-1.64- 0.77)	Leve

DE: desviación estándar, CCI: coeficiente de correlación intraclase, IC: intervalos de confianza.

Los coeficientes de correlación intraclase (CCI) indican un acuerdo moderado para DA izquierdo (0.58-0.59); considerable para DA derecho (0.60-0.62); entre moderado y considerable para el GM derecho (0.48-0.74); moderado para GM izquierdo (0.49-0.56); justo para el BF derecho (0.23) y leve para el BF izquierdo (0.11).

El uso de límites de acuerdo de Bland-Altman indican que los límites son estrechos y el promedio de las diferencias es cercano a cero para la todos los músculos.

Tabla 7. Nivel de acuerdo y promedio de las diferencias de las variables durante la evaluación de latencia electromiográfica (s) a través de electromiografía de superficie.

Variable	Actividad con el MID				Actividad con el MII			
	Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	Promedio diferencias ±DE	Límites de acuerdo	Valor 1 ±DE	Valor 2 ±DE	Promedio diferencias ±DE	Límites de acuerdo
DA izquierdo	0.083± 0.89	-0.022± 0.69	0.11±0.77	[-1.412-1.640]	0.39± 0.72	0.008± 0.29	0.39±0.54	[-0.682- 1.464]
DA derecho	0.16± 0.77	-0.031± 0.46	0.18±0.78	[-1.351-1.727]	0.25± 0.83	0.041± 0.29	0.21±0.80	[-1.368- 1.792]
GM derecho	-0.12± 0.46	-0.017± 0.39	-0.10±0.50	[-1.089-0.879]	0.67± 1.11	0.44± 1.12	0.23±1.01	[-1.762- 2.232]
GM izquierdo	0.59± 0.77	0.72± 0.53	-0.13±0.77	[-1.651-1.391]	0.12± 0.52	-0.17± 0.54	0.29±0.56	[-0.818- 1.404]
BF derecho	-0.18± 0.68	-0.11± 0.50	-0.06±0.79	[-1.621-1.487]	-----	-----	-----	-----
BF izquierdo	-----	-----	-----	-----	0.14± 0.63	-0.30± 0.70	0.44±0.90	[-1.333- 2.223]

DE: desviación estándar

REPRODUCIBILIDAD INTRAEVALUADOR DE LA APLICACIÓN DE LAS PRUEBAS DE PROVOCACIÓN DE DOLOR.

Los resultados de reproducibilidad intraevaluador de la aplicación de pruebas de provocación de dolor son presentados en la tabla 8. Fue calculado el Kappa para variables dicotómicas.

Con la aplicación de las pruebas se determinó una prevalencia de disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI) en la población evaluada del 33%.

Los valores de Kappa indican un acuerdo considerable (0.61) para la prueba de distracción; leve (0.00) para la prueba de empuje del muslo debido a que ninguno de los participantes presentó resultado positivo al ser aplicada; acuerdo perfecto (1.00) para la prueba de Gaenslen; moderado (0.41) para la prueba de compresión iliaca; moderada (0.60) para la prueba de empuje sacro y un acuerdo pobre (0.25) para la prueba de FABER.

Tabla 8. Reproducibilidad intraevaluador de la aplicación de las pruebas de provocación de dolor.

Test de disfunción	Kappa (EE)	Interpretación
Distracción	0.61 (0.29)	considerable
Empuje del muslo	0.00	Pobre
Gaenslen	1.00 (0.32)	Pobre
Compresión iliaca	0.41 (0.25)	Moderado
Empuje sacro	0.60 (0.32)	Moderado
FABER	0.25 (0.32)	Justo

EE: error estándar

REPRODUCIBILIDAD TEST-RETEST DE LA ESCALA ANÁLOGA VISUAL.

Los resultados de reproducibilidad test-retest de la evaluación del dolor a través de la escala análoga visual (EAV) es presentada en la tabla 9 y en la tabla 10 se presentan los resultados del nivel de acuerdo y el promedio de las diferencias.

Tabla 9. Reproducibilidad test-retest de la escala análoga visual (EAV) para la evaluación del dolor al reposo, movimiento y palpación.

Variable	Valor 1 $\pm$ DE (cm)	Valor 2 $\pm$ DE (cm)	CCI 2,2 (Intervalos de confianza 95%)	Interpretación
Dolor reposo	3.5 $\pm$ 0.53	2.9 $\pm$ 0.32	0.39 (-1.44 - 0.52)	Justo
Dolor palpación	2.66 $\pm$ 1.84	2.39 $\pm$ 1.73	0.92 (0.69 - 0.98)	Casi perfecto
Dolor movimiento	1.95 $\pm$ 1.72	2.22 $\pm$ 1.52	0.53 (-1.15 - 0.88)	Moderado

DE: desviación estándar, CCI: coeficiente de correlación intraclase, IC: intervalos de confianza.

Los coeficientes de correlación intraclase (CCI) indican un acuerdo casi perfecto para la evaluación del el dolor a la palpación (0.92) y considerable para la evaluación del dolor al movimiento (0.53). La reproducibilidad para la evaluación del dolor al reposo arroja un valor clasificado como justo (0.39), sin embargo al ser calculado, el resultado presenta una medición del efecto significativa

($p=0.0239$) indicando que en la medición 2, el valor del dolor al reposo disminuyó en los participantes.

El uso de límites de acuerdo de Bland-Altman indica que los límites son estrechos y el promedio de las diferencias es cercano a cero.

Tabla 10. Nivel de acuerdo y promedio de las diferencias durante la evaluación del dolor al reposo, movimiento y palpación.

Variable	Valor 1± DE (cm)	Valor 2 ± DE (cm)	Promedio diferencias ±DE	Límites de acuerdo
Dolor reposo	3.5±0.53	2.9±0.32	0.60±0.69	[-0.770-1.970]
Dolor palpación	2.66±1.84	2.39±1.73	0.270±0.996	[-1.681-2.221]
Dolor movimiento	1.95±1.72	2.22±1.52	-0.270±1.867	[-3.930-3.390]

DE: desviación estándar, cm: centímetros.

REPRODUCIBILIDAD TEST-RETEST DEL CUESTIONARIO DE LIMITACIÓN FUNCIONAL POR DOLOR LUMBAR, OSWESTRY.

Los resultados de reproducibilidad test-retest del Oswestry son presentados a en la tabla 11 y en la tabla 12 se presentan los resultados del nivel de acuerdo y el promedio de las diferencias.

Tabla 11. Reproducibilidad test-retest del cuestionario de limitación funcional por dolor lumbar Oswestry.

Variable	Valor 1 $\pm$ DE	Valor 2 $\pm$ DE	CCI 2,2 (IC 95%)	interpretación
Funcionalidad (%)	14.33 $\pm$ 5.16	12.6 $\pm$ 5.50	0.84 (0.41 - 0.96)	Casi perfecto

DE: desviación estándar, CCI: coeficiente de correlación intraclase, IC: intervalos de confianza

El coeficientes de correlación intraclase (CCI) indica un acuerdo casi perfecto para la funcionalidad (0.84). El uso de límites de acuerdo de Bland-Altman indica que los límites son estrechos y el promedio de las diferencias es cercano a cero.

Tabla 12. Nivel de acuerdo y promedio de las diferencias de las variables durante la evaluación de la funcionalidad a través del cuestionario de limitación funcional por dolor lumbar Oswestry.

Variable	Valor 1 $\pm$ DE	Valor 2 $\pm$ DE	Promedio diferencias $\pm$ DE	Límites de acuerdo
Funcionalidad (%)	14.33 $\pm$ 5.16	12.6 $\pm$ 5.50	1.73 $\pm$ 3.82	[-5.758-9.218]

DE: desviación estándar.

CÁLCULO DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA

Participaron 30 personas, 21 hombres y 9 mujeres, seleccionados por un método no probabilístico (conveniencia), siguiendo los criterios de inclusión y exclusión del proyecto de investigación, así como el procedimiento de evaluación descrito previamente.

Del total evaluado, 10 participantes presentaron diagnóstico positivo de DASI con una prevalencia del 33.3 % en la población evaluada. Las características de la población se describen en la tabla 13.

Tabla 13. Características sociodemográficas y antropométricas de la población

Características	DASI (-)	DASI (+)
	H:14/M:6 n=20	H:4/M:6 n=10
Edad (años)	36.4±13.72	34.1±13.84
Índice de Masa Corporal (Kg/m) ²	26.00±3.13	26.60±4.24

H: hombre, M: mujeres, Kg: kilogramos, m: metros, DASI: disfunción de la articulación sacroilíaca.

Del total evaluado, 10 participantes presentaron diagnóstico positivo de DASI con una prevalencia del 33.3 % en la población evaluada.

El cálculo del tamaño de muestra obedeció a los resultados de la prueba piloto, con base en las siguientes especificaciones de diseño: confianza del 95%, poder del 80% y una razón entre el grupo sin DASI y el grupo con DASI de 3:1, usando el comando Sampsi en el software Stata 13.0 y los promedios y desviación estándar de la variable fuerza muscular del GM (Tabla 14).

Se determinó que con una muestra total de 153 participantes se pueden establecer las diferencias propuestas.

Tabla 14. Calculo del tamaño de la muestra usando promedios de la variable fuerza del glúteo mayor.

Variable		DASI (-)	DASI (+)	N	N
		Promedio±DE	Promedio±DE	por grupo	total
Fuerza (lb)	GM D	32.49±6.40	29.53±5.35	115/38	153
	GM I	33.17±5.25	29.77±5.12	73/25	98

DE: desviación estándar, GM: glúteo mayor, D: derecho, I: izquierdo, DASI: disfunción de la articulación sacroilíaca, lb: libras

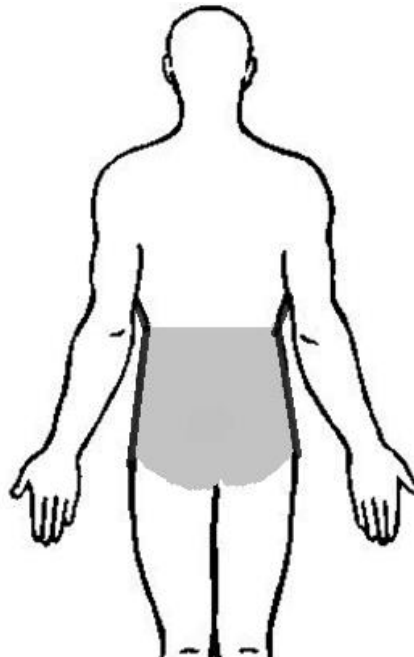
Anexo H. Formato de preselección

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

1. Nombres y apellidos: _____
2. Género: Masculino [] Femenino []
3. Edad: _____ años
4. Teléfono: _____ Celular: _____
5. Email: _____@_____
6. Escuela: _____
7. Dependencia: _____

8. ¿Actualmente tiene dolor sobre la zona sombreada en la figura?

Si [] No []



9. ¿Hace cuánto tiempo presenta dolor sobre esta región?

Hace menos de Cuatro semanas []

Entre cuatro y 12 semanas []

Hace mas de 12 semanas []

10. Para determinar cuanto es su dolor por favor marque con una X sobre la linea en el punto que mejor describa su experiencia dolorosa, teniendo en cuenta que el extremo de la izquierda es ausencia de dolor y el extremo de derecho es el peor dolor que usted ha experimentado.

Dolor al reposo

SIN DOLOR [_____] PEOR DOLOR SENTIDO

11. ¿Estaría dispuesto a hacer parte de un proyecto de investigación liderado por el programa de Maestría de la Escuela de Fisioterapia de la universidad que tiene como propósito analizar la función muscular en personas con dolor Lumbar?

Sí ____ No ____

Gracias por su participación.

Anexo I. Formato de solicitud de permiso del jefe inmediato

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

Fecha: Día____ Mes____ Año____

Dependencia: _____

Jefe inmediato: _____

Atentamente solicitamos su autorización para el sr. (a) _____

_____ participe en el proyecto de investigación del programa de Maestría en Fisioterapia titulado “**ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR**”, para lo cual deberá desplazarse hasta el laboratorio de investigación de la Escuela de Fisioterapia, ubicado en la Facultad de Salud de la UIS en el horario de _____, el día _____.

Agradecemos su apoyo para que el participante pueda hacer parte de este proyecto.

LAURA YAMILE SÁNCHEZ

Estudiante de Maestría

CAROLINA RAMIREZ RAMÍREZ

Docente Escuela de Fisioterapia

VoBo Jefe inmediato

Anexo J. Consentimiento informado

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

RESPONSABLES:

LAURA YAMILE SÁNCHEZ SUÁREZ. Estudiante Maestría en Fisioterapia.

CAROLINA RAMÍREZ RAMÍREZ. Profesora Asociada-Escuela de fisioterapia, Universidad Industrial de Santander.

Por favor lea con cuidado y haga las preguntas que desee hasta su total comprensión.

JUSTIFICACIÓN

Se estima que a pesar de la valoración clínica adecuada y la aplicación de medios diagnósticos actualizados, en el 80 a 90% de los casos, la causa del dolor lumbar (DL) permanece desconocida siendo comúnmente diagnosticado como DL idiopático. Algunos estudios han establecido a la disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI) como fuente potencial de dolor de espalda y como la fuente primaria del dolor en el 10% al 30% de los pacientes con DL.

Se ha considerado que la función muscular es un factor clave para la lograr una articulación estable y por tanto determinante de la presencia de DASI. Los músculos dorsal ancho (DA), glúteo mayor (GM) y bíceps femoral (BF) han sido identificados, a través de estudios anatómicos y biomecánicos, como importantes estabilizadores sacroilíacos gracias a su contribución en la formación de la fascia toracolumbar (FTL) y se ha observado que la tensión activa de estos músculos genera un efecto compresivo sobre la articulación sacroilíaca (ASI).

A la fecha los estudios que han evaluado la participación de los músculos antes mencionados se han basado en reportes descriptivos de la anatomía y la acción que ejercen dicha musculatura y su papel en la estabilización de la ASI y algunos mencionan el comportamiento eléctrico de los mismos en población asintomática y con DASI en actividades estáticas y no existen reportes en la literatura sobre el comportamiento de la función muscular en términos de fuerza muscular y

activación eléctrica del DA, GM y BF durante actividades dinámicas funcionales en personas con DL asociado a DASL.

1. **Propósito:** Este estudio evaluará cual es la condición de los músculos mencionados anteriormente y como se asocia con la presencia de disfunción de la articulación sacroilíaca en personas que padecen dolor lumbar crónico, lo cual sería importante para mejorar la toma de decisiones sobre el tratamiento en las personas con esta patología y que puedan reducir la limitación funcional que genera en las personas.
2. **Por qué ha sido seleccionado:** usted ha sido invitado a participar en este estudio por presentar dolor en la región lumbar por más de 4 semanas en los últimos 6 meses por presencia de enfermedad de disco intervertebral o por diversos factores que pudieran generar sobrecarga muscular y su participación es absolutamente voluntaria, no posee ningún costo y es importante para el estudio.
3. **Procedimiento del estudio:** durante el estudio se realizarán las siguientes evaluaciones que serán tomadas en un único día y que su completa ejecución tardará 2 horas. Los participantes deben llevar la menor cantidad de ropa posible, los hombres vestirán únicamente pantaloneta y las mujeres un top y lycra corta.
 - **Evaluación del dolor y la funcionalidad:** Para evaluar estos dos aspectos usted deberá responder dos cuestionarios cortos en papel, los cuales serán muy bien explicados por la fisioterapeuta encargada.
 - **Examen muscular:** Esta es una prueba manual que se realiza mientras usted permanece boca abajo sobre la camilla, se realizará con un equipo que será ubicado en la región posterior de su brazo, muslo y pantorrilla para medir la fuerza de los músculos mencionados anteriormente.
 - **Actividad eléctrica de los músculos:** esta prueba se realiza ubicando sobre su espalda, glúteo y muslo posterior unos electrodos que no generan ningún tipo de molestia y que usted tendrá puestos mientras realiza el levantamiento de una carga desde el nivel del suelo, esta prueba será explicada en detalle por la fisioterapeuta encargada.

- **Pruebas de provocación de dolor:** para conocer si usted presenta o no disfunción de la articulación sacroilíaca, es necesario aplicar 6 pruebas que permiten movilizar las estructuras que conforman la articulación con el objetivo de identificar si el movimiento aplicado a través de la prueba genera dolor o no y así identificar la disfunción.



Prueba de Distracción



Compresión iliaca



Compresión sacra



Prueba de Gaenslen



**Empuje del muslo
(Thigh thrust)**



**Prueba de Patrick o
FABER**

Las evaluaciones descritas anteriormente se llevarán a cabo en la Escuela de Fisioterapia de la UIS ubicada en la carrera 32 # 29-31, primer piso de la Facultad de Salud, en el edificio Orlando Díaz Gómez. El Laboratorio de Investigación de la Escuela de Fisioterapia de la UIS se encuentra ubicado al interior de la misma; este laboratorio es para uso exclusivo de los investigadores y al momento de la evaluación se encontrará al interior únicamente la investigadora principal del proyecto y el participante. Durante el tiempo de evaluación se mantendrá con seguro la puerta de acceso para garantizar la privacidad del participante. Todos los procedimientos serán aplicados y supervisados por profesionales de la salud con formación y experiencia profesional de más de 10 años. Si usted es empleado de la UIS, su jefe inmediato deberá firmar un formato de permiso que nosotros enviaremos, con el fin de que pueda desplazarse hasta el laboratorio de la Escuela y participar en el estudio.

4. **Costos y compensación:** Usted no recibirá ninguna compensación económica, ni recibirá apoyo económico para su traslado hasta el laboratorio de la Escuela de Fisioterapia ubicado en la Facultad de Salud de la UIS, en donde se realizarán los procedimientos de evaluación; como tampoco tendrá ningún costo para usted ninguno de los procedimientos descritos. Los beneficios que recibirá están relacionados con las evaluaciones que recibirá para que usted conozca el estado de su condición física.

5. **Derecho a abandonar el estudio:** Usted puede preguntar todo lo relacionado con el estudio y su participación. Además le debe quedar claro que puede abandonar el estudio en cuanto lo decida, sin represalia alguna.
6. **Riesgos potenciales:** Ninguno de los procedimientos implica agujas o corriente o ningún procedimiento invasivo por lo tanto los riesgos derivados de su participación son mínimos. Los inconvenientes que posiblemente se pudieran presentar estarían relacionados con la aparición de molestia sobre la articulación posterior a la aplicación de las pruebas de provocación de dolor que desaparecerá en el transcurso del día. En caso de que el dolor aparezca, el participante será sometido a aplicación de crioterapia con fines de analgesia.
7. **Confidencialidad:** Nosotros haremos todos los esfuerzos para proteger su privacidad, la información que usted nos suministre es confidencial y solo será conocida por los investigadores por esta razón, a cada formulario se le asignará un número y éste será el mecanismo por el cual será identificado al ingresar la información al computador para el posterior manejo y análisis de la misma. Por lo anterior, su nombre no será de conocimiento público. Sin embargo, un miembro del comité de ética de la Universidad Industrial de Santander podría consultar sus datos y su historia clínica.
8. **Declaración del participante:** usted tendrá una copia de este formulario. Al firmar este formato, usted está aceptando que conoce y entiende la información aquí consignada y que está de acuerdo en ser participante en este estudio.

Autoriza _____

Firma de autorización

No autoriza _____

Con fecha _____, habiendo comprendido lo anterior y una vez que se le aclararon todas las dudas que surgieron con respecto a su participación en la investigación, usted acepta participar en la investigación titulada: **ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN MUSCULAR DEL**

GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DL.

Nombre del participante

Firma

La firma puede ser sustituida por la huella digital en los casos que así se Amerite.

--

Nombre del testigo 1

Firma

Dirección _____ Tel.: _____

Relación que guarda con el participante _____

Fecha de la firma _____

Responsable de la toma del consentimiento informado:

Datos del investigador principal, Ft. Laura Yamile Sánchez Suárez. Los participantes se pueden comunicar: 6358582; 6344000 Extensión 3147; laurass1029@gmail.com; Facultad de Salud, Escuela de Fisioterapia, Universidad Industrial de Santander.

Contacto Comité de Ética: Para preguntas o aclaraciones acerca de los aspectos éticos de esta investigación pueden comunicarse con el coordinador (a) del comité de ética para la Investigación científica de la Facultad de Salud de la UIS, o con cualquiera de los miembros del comité, al teléfono 6344000 Extensión 3808.

Anexo K. Formato de registro

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

Fecha:	Día ___ Mes ___ Año ___ hora de la evaluación _____
Datos del participante	Primer nombre _____ Segundo nombre _____ Primer apellido _____ Segundo apellido _____ N. de identificación: _____ Dirección casa: _____ Barrio: _____ Teléfono casa: _____ celular: _____ Nombre amigo o familiar: _____ Teléfono de un amigo o familiar: _____
Código asignado	_____
Edad	_____ años
Fecha de nacimiento	Día ___ Mes ___ Año ___
Género	Femenino[0] ___ masculino[1] ___
Índice de masa corporal	Kg ___ cm ___ IMC ___
Ocupación	Estudiante [E] ___ Docente [D] ___ Administrativo [A] ___ Operativo [O] ___
Nivel de escolaridad	Básica primaria [1] ___ Básica secundaria[2] ___ Nivel de pregrado [3] ___ Nivel de posgrado [4] ___
Estrato socioeconómico	[1] ___ [2] ___ [3] ___ [4] ___ [5] ___ [6] ___
Tiempo evolución del dolor	Sub agudo: ___ semanas Crónico: ___ semanas: _____
Presenta patología diagnosticada de disco intervertebral.	SI[S] ___ NO[N] ___ Cuales: _____
Medicamentos para el dolor	SI[S] ___ NO[N] ___ Cuales: Opioides[1] ___ AINES [2] ___ No-AINES___ Frecuencia: _____
Tratamiento previo	SI[S] ___ NO[N] ___ Cuales: _____
Nivel de actividad física	Baja[B] ___ Moderada[M] ___ Alta [A] ___
Tiempo en sedentario	Días _____ horas _____
Fecha de la última menstruación	Día ___ Mes ___ Año ___

Anexo L. Formato de registro de tiempo en sedentario y nivel de actividad física

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

Estamos interesados en saber acerca de la clase de actividad física que la gente hace como parte de su vida diaria. Las preguntas se referirán acerca del tiempo que usted utilizó siendo físicamente activo(a). Por favor responda cada pregunta aún si usted no se considera una persona activa.

La pregunta se refiere al tiempo que usted permaneció **sentado(a)** en la semana en los **últimos 7 días**. Incluya el tiempo sentado(a) en el trabajo, la casa, estudiando, y en su tiempo libre. Esto puede incluir tiempo sentado(a) en un escritorio, visitando amigos(as), leyendo o permanecer sentado(a) o acostado(a) mirando televisión.

1. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuánto tiempo permaneció **sentado(a)** en un **día en la semana**?

_____ **horas por día**
 _____ **minutos por día**
 No sabe/No está seguro(a)

11. De las siguientes opciones, ¿cuál describe mejor su nivel de actividad física?

- ☐ **Vigorosamente activo:** suda y aumenta los latidos del corazón y la respiración de forma que no puede hablar, durante al menos 30 minutos, 3 veces por semana.
- ☐ **Moderadamente activo:** suda y aumenta los latidos del corazón y la respiración pero puede continuar hablando, al menos 3 veces por semana.
- ☐ **Rara vez activo:** prefiere actividades sedentarias, como permanecer sentado, leer, conversar con las personas o cuidar a los niños.

12. En comparación con otras personas de su edad, usted considera que es:

- ☐ Más activo
- ☐ Casi igual de activo
- ☐ Menos activo.

Anexo M. Escala de discapacidad por dolor Lumbar Oswestry

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

Por favor lea atentamente: Estas preguntas han sido diseñadas para que el profesional que lo está evaluando conozca hasta qué punto su dolor lumbar le afecta en su vida diaria. Responda a todas las preguntas, señalando en cada una sólo aquella respuesta que más se aproxime a su caso. Aunque usted piense que más de una respuesta puede aplicar a su caso, marque sólo aquella que describa MEJOR su problema.

1. Intensidad de dolor

- ☐ Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes
- ☐ El dolor es fuerte pero me arreglo sin tomar calmantes
- ☐ Los calmantes me alivian completamente el dolor
- ☐ Los calmantes me alivian un poco el dolor
- ☐ Los calmantes apenas me alivian el dolor
- ☐ Los calmantes no me quitan el dolor y no los tomo.

2. Cuidados personales (lavarse, vestirse, etc.)

- ☐ Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor
- ☐ Me las puedo arreglar solo pero esto me aumenta el dolor
- ☐ Lavarme, vestirme, etc., me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado

- ☐ Necesito alguna ayuda pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo
- ☐ Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas
- ☐ No puedo vestirme, me cuesta lavarme, y suelo quedarme en la cama

3. Levantar peso

- ☐ Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor
- ☐ Puedo levantar objetos pesados pero me aumenta el dolor
- ☐ El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ej. En una mesa)
- ☐ El dolor me impide levantar objetos pesados, pero sí puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo
- ☐ Sólo puedo levantar objetos muy ligeros

☐ No puedo levantar ni elevar ningún objeto

4. Andar

- ☐ El dolor no me impide andar
- ☐ El dolor me impide andar más de un kilómetro
- ☐ El dolor me impide andar más de 500 metros
- ☐ El dolor me impide andar más de 250 metros
- ☐ Sólo puedo andar con bastón o muletas
- ☐ Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño

5. Estar sentado

- ☐ Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera
- ☐ Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera
- ☐ El dolor me impide estar sentado más de una hora
- ☐ El dolor me impide estar sentado más de media hora
- ☐ El dolor me impide estar sentado más de diez minutos
- ☐ El dolor me impide estar sentado

6. Estar de pie

- ☐ Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor
- ☐ Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera pero me aumenta el dolor

☐ El dolor me impide estar de pie más de una hora

- ☐ El dolor me impide estar de pie más de media hora
- ☐ El dolor me impide estar de pie más de diez minutos
- ☐ El dolor me impide estar de pie

7. Dormir

- ☐ El dolor no me impide dormir bien
- ☐ Sólo puedo dormir si tomo pastillas
- ☐ Incluso tomando pastillas duermo menos de seis horas
- ☐ Incluso tomando pastillas duermo menos de cuatro horas
- ☐ Incluso tomando pastillas duermo menos de dos horas
- ☐ El dolor me impide totalmente dormir

8. Actividad sexual

- ☐ Mi actividad sexual es normal y no me aumenta el dolor
- ☐ Mi actividad sexual es normal pero me aumenta el dolor
- ☐ Mi actividad sexual es casi normal pero me aumenta mucho el dolor
- ☐ Mi actividad sexual se ha visto muy limitada a causa del dolor
- ☐ Mi actividad sexual es casi nula a causa del dolor
- ☐ El dolor me impide todo tipo de actividad sexual

9. Vida social

- ☐ Mi vida social es normal y no me aumenta el dolor
- ☐ Mi vida social es normal, pero me aumenta el dolor
- ☐ El dolor no tiene un efecto importante en mi vida social, pero sí impide mis actividades más enérgicas, como bailar, etc.
- ☐ El dolor ha limitado mi vida social y no salgo tan a menudo
- ☐ El dolor ha limitado mi vida social al hogar
- ☐ No tengo vida social a causa del dolor

10. Viajar

- ☐ Puedo viajar a cualquier sitio sin que me aumente el dolor
- ☐ Puedo viajar a cualquier sitio, pero me aumenta el dolor
- ☐ El dolor es fuerte, pero aguanto viajes de más de dos horas
- ☐ El dolor me limita a viajes de menos de una hora
- ☐ El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de media hora
- ☐ El dolor me impide viajar excepto para ir al médico o al hospital

Anexo N. Formato de examen físico

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

Código asignado: _____

Fecha: Día _____ Mes _____ Año _____ Hora de la evaluación _____

1. Dolor a la palpación sobre la ASI

Por favor, marque en la línea la ubicación que tiene el dolor percibido durante la aplicación de la prueba anterior.

SIN DOLOR [_____] PEOR DOLOR SENTIDO

2. Fuerza muscular

		Test 1		Test 1		Test 1		Promedio	
Músculo	hemicuerpo	(libras)	segundos	(libras)	segundos	(libras)	segundos	(libras)	segundos
DA	Derecho								
	Izquierdo								
GM	Derecho								
	Izquierdo								
BF	Derecho								
	Izquierdo								

3. Dolor sobre la ASI durante el movimiento

Por favor, marque en la línea la ubicación que tiene el dolor percibido durante la ejecución de la actividad anterior.

SIN DOLOR [_____] PEOR DOLOR SENTIDO

4. Pruebas de provocación de dolor

Prueba	Derecha	Izquierda
Distracción		
Empuje del muslo o cizallamiento posterior		
Gaenslen		
Compresión iliaca		
Empuje o cizallamiento sacro		
Patrick o FABER		
DISFUNCIÓN DE LA ASI	Si []	No []

Anexo O. Asociaciones entre la actividad eléctrica y la fuerza muscular de los músculos DA, GM y BF ajustados por las características de la población de estudio con la manifestación de la Dasi

TITULO DEL PROYECTO: ASOCIACIÓN ENTRE LA FUNCIÓN DEL GLÚTEO MAYOR, EL DORSAL ANCHO Y EL BÍCEPS FEMORAL CON LA MANIFESTACIÓN DE LA DASI EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR.

Tabla 1: Asociación entre las variables antropométricas, sociodemográficas, nivel de actividad física, funcionalidad y antecedentes clínicos con la manifestación de la DASI. (N: 136).

Variable	RP	IC	P
Edad > 30	0.46	0.23 - 0.93	0.030
Género Masculino	0.47	0.29 - 0.76	0.002
IMC sobrepeso	0.54	0.29 - 0.98	0.044
Ocupación Administrativo	0.29	0.08 - 1.09	0.068
Escolaridad Posgrado	3.60	0.52 - 24.83	0.194
Estrato			
Medio	0.92	0.58 - 1.47	0.739
Alto	0.79	0.24 - 2.60	0.693
Tiempo dolor (meses)			
60.1- 400	1.14	0.65 - 2.00	0.648
Patología presente (-)	1.52	0.86 - 2.70	0.146
Medicamento (-)	0.77	0.42 - 1.42	0.409
Tratamiento previo (-)	0.97	0.64 - 1.48	0.896
Tipo tratamiento			
Fisioterapia	1.00	0.66 - 1.55	0.965
otros	1.27	0.46 - 3.52	0.641
Nivel actividad física			
Moderada	1.25	0.77 - 2.04	0.361
Vigoroso	1.90	1.12 - 3.22	0.017
Tiempo en sedentario (horas)			
8.1 - 15	1.23	0.80 - 1.89	0.344
15.1 - 20	1.01	0.43 - 2.36	0.978
Dolor reposo >3 cm	1.25	0.83 - 1.89	0.283
Dolor palpación >3 cm	1.82	1.15 - 2.90	0.011
Dolor movimiento >2 cm	1.99	1.35 - 2.92	0.0001
Funcionalidad			
Limitación leve	1.09	0.70 - 1.68	0.713
Limitación moderada	0.70	0.25 - 1.96	0.502
Dominancia zurdo	0.74	0.28 - 1.95	0.545

RP: razón de prevalencias, IC: intervalo de confianza

Tabla 2: Asociación entre las variables de fuerza muscular con la manifestación de la DASI (N: 136).

Variable	RP	IC	P
<i>Dinamometría - Fuerza (lb)</i>			
Dorsal ancho			
Derecho >16.1 - 40 Lb	0.72	0.47 - 1.10	0.128
Izquierdo >14.1 - 40 Lb	0.67	0.44 - 1.00	0.051
Glúteo mayor			
Derecho >30.1 - 60 Lb	1.41	0.82 - 2.42	0.216
Izquierdo >30.1 - 60 Lb	1.03	0.64 - 1.65	0.907
Bíceps femoral			
Derecho >30.1 - 68 Lb	1.14	0.66 - 1.97	0.637
Izquierdo >30.1 - 68 Lb	1.15	0.68 - 1.95	0.594

RP: razón de prevalencias, IC: intervalo de confianza

Tabla 3: Asociación entre las variables EMG, amplitud RMS y latencia, con la manifestación de la DASI (N: 136).

Variable	RP	IC	P
<i>Amplitud RMS (% CVSmax)</i>			
Actividad con el MID			
DA izquierdo >50.1 - 170	0.60	0.38 - 0.92	0.021
DA derecho >20.1 - 170	0.83	0.55 - 1.27	0.402
GM derecho >30.1 - 500	0.90	0.40 - 2.04	0.818
GM izquierdo >100.1 - 3000	0.63	0.37 - 1.10	0.107
BF derecho >50.1 - 300	1.00	0.65 - 1.54	0.983
BF izquierdo >30.1 - 300	0.90	0.54 - 1.53	0.705
Actividad con el MII			
DA derecho >30.01 - 300	0.70	0.46 - 1.04	0.080
DA izquierdo >20.01 - 150	0.63	0.40 - 1.01	0.056
GM derecho >80.01 - 800	0.80	0.49 - 1.30	0.358
GM izquierdo >80.01 - 800	0.64	0.42 - 0.95	0.027
BF derecho >20.01 - 100	0.83	0.32 - 2.14	0.700
BF izquierdo >50.01 - 300	0.67	0.37 - 1.22	0.198
<i>Latencia</i>			
Actividad con el MID			
DA izquierdo > 0.1 seg	1.25	0.83 - 1.88	0.290

Variable	RP	IC	P
DA derecho > 0.1 seg	1.29	0.85 - 1.95	0.237
GM derecho > 0.1 seg	1.38	0.91 - 2.09	0.124
GM izquierdo > 0.1 seg	0.96	0.56 - 1.67	0.899
BF derecho > 0.1 seg	0.87	0.54 - 1.41	0.573
BF izquierdo > 0.1 seg	1.09	0.67 - 1.79	0.723
Actividad con el MII			
DA derecho > 0.1 seg	1.76	1.17 - 2.65	0.007
DA izquierdo > 0.1 seg	1.29	0.86 - 1.95	0.221
GM derecho > 0.1 seg	0.75	0.47 - 1.21	0.250
GM izquierdo > 0.1 seg	0.84	0.54 - 1.29	0.432
BF derecho > 0.1 seg	0.88	0.58 - 1.35	0.569
BF izquierdo > 0.1 seg	0.94	0.58 - 1.51	0.788

RP: razón de prevalencias, IC: intervalo de confianza