

**EVALUACIÓN DE LA LONGITUD MUSCULAR Y LA ACTIVIDAD
ELECTROMIOGRÁFICA DEL DORSAL ANCHO, LOS ISQUIOTIBIALES Y LOS
ESPINALES EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR CON Y SIN DISFUNCIÓN
DE LA ARTICULACIÓN SACROILÍACA Y PERSONAS SIN DOLOR LUMBAR**

ZULLY ROCÍO RINCÓN RUEDA

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

2020

**EVALUACIÓN DE LA LONGITUD MUSCULAR Y LA ACTIVIDAD
ELECTROMIOGRÁFICA DEL DORSAL ANCHO, LOS ISQUIOTIBIALES Y LOS
ESPINALES EN PERSONAS CON DOLOR LUMBAR CON Y SIN DISFUNCIÓN
DE LA ARTICULACIÓN SACROILÍACA Y PERSONAS SIN DOLOR LUMBAR**

ZULLY ROCÍO RINCÓN RUEDA

**Trabajo de grado para optar por el
título de Magíster en Fisioterapia**

Directora

Carolina Ramírez Ramírez

PhD. Fisioterapia

Codirectora

Ana Beatriz Oliveira

PhD. Fisioterapia

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE SALUD

ESCUELA DE FISIOTERAPIA

MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA

BUCARAMANGA

2020

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN	12
1. OBJETIVOS.....	16
1.1 OBJETIVO GENERAL	16
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
2. MARCO TEÓRICO	17
2.1 DOLOR LUMBAR	17
2.2 ARTICULACIÓN SACRO ILIACA	18
2.2.1 Anatomía.....	18
2.2.2 Función y biomecánica de la articulación sacroilíaca	22
2.3 DISFUNCIÓN DE LA ARTICULACIÓN SACROILÍACA.....	28
2.4 DIAGNÓSTICO DE LA DASI	32
2.5 LA DASI COMO CAUSA DE DL	37
2.6 LONGITUD MUSCULAR Y DASI.....	39
2.7 BASES NEUROFISIOLÓGICAS Y BIOMECÁNICAS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE (EMGs)	41
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	50
3.1 DISEÑO	50
3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO	50
3.2.1 Reclutamiento	50
3.2.2 Criterios de inclusión y exclusión	50
3.3 GRUPOS DE ESTUDIO.....	52
3.3.1 Grupo de DL	52
3.3.2 Grupo DASI.....	52
3.3.3 Grupo control	53
3.4 TAMAÑO DE MUESTRA	53

3.5 VARIABLES DE ESTUDIO.....	53
3.5.1 Longitud muscular.....	55
3.5.2 Actividad electromiográfica.....	57
3.5.3 Intensidad del dolor.....	60
3.5.4 Funcionalidad.....	61
3.5.5 Grupos de estudio.....	62
3.5.6 Nivel de actividad física (AF).....	62
3.5.7 Variables ocupacionales.....	62
3.5.8 Variables sociodemográficas.....	64
3.5.9 Variable antropométrica.....	64
3.6 PROCEDIMIENTOS.....	65
3.6.1 Estandarización de los procedimientos de evaluación.....	65
3.6.2 Prueba piloto.....	71
3.6.3 Selección y reclutamiento.....	73
3.6.4 Desarrollo de la propuesta.....	73
3.7 SISTEMATIZACIÓN DE LA INFORMACIÓN.....	73
3.8 ANÁLISIS DE LOS DATOS.....	74
4. CONTROL DE SEGOS.....	77
4.1 SESGO DE SELECCIÓN.....	77
4.2 SESGO DE INFORMACIÓN Y CLASIFICACIÓN.....	77
4.3 SESGO DE CONFUSIÓN.....	77
5. CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	78
6. RESULTADOS.....	80
6.1 RESULTADOS DE LA PRUEBA PILOTO.....	80
6.2 RESULTADOS DE LA FASE FINAL: DESARROLLO DE LA PROPUESTA...	80
7. DISCUSIÓN.....	88

8. CONCLUSIONES	103
9. RECOMENDACIONES.....	104
BIBLIOGRAFÍA.....	105
ANEXOS.....	128

LISTADO DE TABLAS

Pág.

Tabla 1. Resultados de validez para las pruebas de provocación.	34
Tabla 2. Resultados de reproducibilidad para las pruebas de provocación.	36
Tabla 3. Sensibilidad, especificidad, valores predictivos y razón de probabilidad para las pruebas compuestas de 1 a 6.	37
Tabla 4. Datos tomados del estudio de Arab et al. 2011, para cálculo de tamaño de muestra.	53
Tabla 5. Resumen de las variables de estudio.	54
Tabla 6. Análisis descriptivo de las covariables comparadas por grupo de estudio.	81
Tabla 7. Número de personas que presentaron dolor y discapacidad por grupo de estudio.	81
Tabla 9. Variables electromiográficas durante la actividad total comparadas por grupo.	84
Tabla 10. RMS máximo durante la Fase 1 comparado por grupo.	85
Tabla 11. RMS máximo durante la Fase 2 comparado por grupo.	85
Tabla 12. RMS máximo durante la Fase 3 comparado por grupo.	86

LISTADO DE FIGURAS

Pág.

Figura 1. Representación de la suma de potenciales de acción de las unidades motoras individuales	43
Figura 2. Variables de amplitud. A: Señal bruta, B: Señal rectificada, C: Señal integrada.....	45
Figura 3. Fases para el levantamiento de la carga.	59
Figura 4. Etapas del estudio y descripción de prueba piloto.....	65
Figura 5. Gráfica temporal de la actividad EMG de los músculos evaluados durante las 3 fases del levantamiento de la carga.	83

LISTADO DE ANEXOS

Pág.

Anexo A. Análisis de artículos relacionados con EMG en dolor musculoesquelético y aspectos neurofisiológicos y biomecánicos de la EMGs	129
Anexo B. Variables del estudio	134
Anexo C. Escala de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry	135
Anexo D. Registro de actividad física	137
Anexo E. Formato de registro	140
Anexo F. Formato de examen físico	141
Anexo G. Máximo peso recomendado para la manipulación de cargas	142
Anexo H. Pruebas de provocación de dolor	143
Anexo I. Formato de consentimiento informado	145
Anexo J. Plan de recomendaciones flexibilidad	151
Anexo K. Plan de recomendaciones DASI	153
Anexo L. Resultados de la prueba piloto	155
Anexo M. Gráficos de cajas y bigotes para explorar la asociación entre longitud muscular y EMG	161
Anexo N. Regresiones binomiales para el análisis multivariado	164

LISTADO DE ABREVIATURAS

AF	Actividad Física
ASI	Articulación Sacro Iliaca
CCI	Coeficiente de correlación intraclase
CVM	Contracción voluntaria máxima
CVS	Contracción voluntaria submáxima
DA	Dorsal Ancho
DASI	Disfunción de la Articulación Sacro Iliaca
DL	Dolor lumbar
EE	Erector espinal
EIPS	Espina ilíaca postero superior
EMG	Electromiografía
EMGs	Electromiografía de superficie
ES	Espinales
EVA	Escala visual análoga
FFR	Fenómeno flexión relajación
FM	Frecuencia mediana
FTL	Fascia Toraco Lumbar
GM	Glúteo Mayor
ISQ	Isquiotibiales
LI	Ligamento interóseo
LIL	Ligamento iliolumbar
LSA	Ligamento sacroilíaco anterior
LSE	Ligamento sacroespinal
LSP	Ligamento sacroilíaco posterior
LST	Ligamento sacrotuberoso
MMII	Miembros inferiores
RDM	Rango de movimiento
RMS	Root Mean Square
SI	Sacroilíaca

RESUMEN

TÍTULO: Evaluación de la longitud muscular y la actividad electromiográfica del dorsal ancho, los isquiotibiales y los espinales en personas con dolor lumbar con y sin disfunción de la articulación sacroilíaca y personas sin dolor lumbar*

AUTORA: Zully Rocío Rincón Rueda**

PALABRAS CLAVE: Disfunción de la articulación sacroilíaca, dolor lumbar, electromiografía, longitud muscular, retracciones musculares.

DESCRIPCIÓN:

Introducción: La disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI) es considerada una de las causas de dolor lumbar (DL) inespecífico, cuya prevalencia es del 15-30%, en la cual se pierde la estabilidad de la articulación sacroilíaca (ASI), alterando la capacidad de transmitir y disipar fuerzas generadas desde los miembros inferiores hacia la columna lumbar y viceversa. Músculos como el dorsal ancho (DA), el bíceps femoral (BF) y los espinales (ES) aportan a dicha estabilidad, a través de la fascia toraco lumbar (FTL).

Objetivo: Analizar la longitud muscular y la activación electromiográfica del DA, el BF y los ES en personas con DL con y sin DASI y sin DL.

Materiales y métodos: Se incluyeron 114 personas, en 3 grupos de estudio (control, DL, DASI). La longitud muscular se midió a través de pruebas específicas y la activación electromiográfica a través de electromiografía de superficie, durante el levantamiento de una carga. Para el análisis de los datos se emplearon pruebas no paramétricas.

Resultados: El grupo DASI mostró mayor prevalencia en mujeres, mayores de 24 años, que no cumplen las recomendaciones de AF y realizan movimientos repetitivos a nivel lumbar, mayor proporción de personas con dolor y limitación funcional, retrasos en la latencia y aumento en la activación del DA.

No se observaron diferencias en cuanto a longitud muscular entre los grupos, no hubo asociaciones entre la longitud muscular y la activación electromiográfica, ni con las otras variables de estudio.

Conclusión: Las personas con DASI presentan cambios en la actividad EMG de músculos como el DA, cuya interacción con la FTL les otorga un rol importante en la estabilidad y función de la ASI, lo cual genera dolor y alteraciones en el control motor, que pueden estar presentes como mecanismo compensatorio para mejorar la estabilidad de la articulación.

* Trabajo de grado.

** Faculty of Health. Master in Physiotherapy. Director: Carolina Ramírez Ramírez, PhD. Physiotherapy. Co-director: Ana Beatriz Oliveira, PhD. Physiotherapy.

ABSTRACT

TITLE: Evaluation of muscle length and electromyographic activity of the latissimus dorsi, hamstrings and paraspinals in people with low back pain with or without sacroiliac joint dysfunction and people without low back pain*

AUTHOR: Zully Rocío Rincón Rueda**

KEY WORDS: Sacroiliac joint dysfunction, low back pain, electromyography, muscle length, muscle shortening

DESCRIPTION:

Background: Sacroiliac joint dysfunction (SIJD) is one cause of nonspecific low back pain (LBP), its prevalence is 15-30%, in which the stability of the sacroiliac joint (SIJ) is lost, altering the ability to transmit and dissipate forces generated from the lower limbs to the lumbar spine and vice versa. Muscles such as the latissimus dorsi (LD), biceps femoris (BF) and spinal muscles (SM) contribute to this stability, through the lumbar thoracic fascia (LTF).

Aim: To analyze muscle length and electromyographic activation of LD, BF and SM in people with LBP with and without SIJD and without LBP.

Methods: 114 people were included in 3 study groups (control, LBP, SIJD). Muscle length was measured through specific tests and electromyographic activation through surface electromyography, during the lifting of a load. Non-parametric tests were used to analyze the data.

Results: SIJD group showed higher prevalence in women, over 24 years old, did not fulfil the recommendations for PA and made repetitive movements at the lumbar level, also had a higher proportion of people with pain and functional limitation, delays in latency and increased LD activation. No differences in muscle length were observed between groups, there were no associations between muscle length and electromyographic activation, nor with the other study variables.

Conclusion: People with SIJD show changes in the electromyography activity of muscles such as LD, whose interaction with TLF gives them an important role in the stability and function of SIJ, which generates pain and alterations in motor control and can be present as a compensatory mechanism to improve joint stability.

* Degree work.

** School of Health. School of physiotherapy. Department of Public Health. Master's Degree in Epidemiology. Director: Fabio Alberto Camargo Figuera.

INTRODUCCIÓN

El 80% de la población ha experimentado alguna vez en su vida dolor lumbar (DL), con una incidencia anual entre el 6,3% - 15,4%, reportado como la primera experiencia de dolor en la vida¹ y una prevalencia en un año de 38% $\pm$ 19.4². Según el estudio de la carga global de la enfermedad, a nivel mundial para el 2017 hubo 245,9 millones de nuevos casos de DL y una prevalencia de más del doble de este valor y constituye la primera causa de años perdidos por vivir con discapacidad³. En Colombia el VIII estudio de dolor reporta una prevalencia del 26,8 para dolor de espalda⁴ y el DL constituye la tercera causa de años perdidos por vivir con discapacidad⁵.

Se ha planteado que la disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI) puede estar presente entre el 13% al 30% de los pacientes con DL de origen idiopático^{6,7}. Entre las causas de DASI se ha encontrado que el 44% de los casos de DASI pudo ser por una caída sobre los glúteos, en el 35% pudo existir estrés repetitivo y en el 21% restante no se identifica un factor desencadenante⁸; adicionalmente durante el

¹ HOY, Damian, et al. The epidemiology of low back pain. Best practice & research Clinical rheumatology, 2010, vol. 24, no 6, p. 769-781.

² BUCHBINDER, Rachelle, et al. Placing the global burden of low back pain in context. Best Practice & Research Clinical Rheumatology, 2013, vol. 27, no 5, p. 575-589..

³ JAMES, Spencer L., et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. The Lancet, 2018, vol. 392, no 10159, p. 1789-1858.

⁴ LIÑEIRO, Aura Marixa Guerrero; LÓPEZ, María Patricia Gómez. Prevalencia del dolor crónico en Colombia. VIII Estudio Nacional de Dolor, 2014.

⁵ JAMES, Op.Cit.

⁶ ACEVEDO GONZÁLEZ, Juan Carlos; OLIVEROS, Silvia Quintero. Escala de diagnóstico SI5: evaluación de disfunción de la articulación sacroiliaca. Neurocirugía, 2015, vol. 26, no 6, p. 268-275.

⁷ RAMÍREZ RAMÍREZ, Carolina; CAMARCO LEMUS, Diana Marina. Disfunção da articulação sacro-ilíaca em jovens com dor lombar. Fisioterapia em Movimento, 2010, vol. 23, no 3, p. 419-428.

⁸ CHOU, Larry H., et al. Inciting events initiating injection-proven sacroiliac joint syndrome. Pain Medicine, 2004, vol. 5, no 1, p. 26-32.

embarazo se ha descrito que puede estar presente en el 20% al 80% de las mujeres⁹.

La DASI, es una alteración patomecánica de la articulación sacroilíaca (ASI), que se caracteriza por la combinación de rotación pélvica, bloqueo articular, hipomovilidad o hipermovilidad y desequilibrio muscular¹⁰; que produce dolor por debajo de la quinta vértebra lumbar, el cual puede estar localizado sobre la articulación y/o ser irradiado a varias regiones como los glúteos, la ingle y los miembros inferiores (MMII), principalmente en la cara postero-lateral de la rodilla^{11,12}. Cuando se pierde la estabilidad de la ASI se altera todo el funcionamiento de la cintura pélvica, generando modificaciones en la capacidad de transmitir y disipar fuerzas generadas desde los MMII hacia la columna lumbar y viceversa, durante actividades cotidianas como la marcha¹³.

La ASI es una articulación relativamente plana y alineada cerca al plano frontal, por lo cual su estabilidad depende en gran medida de las estructuras miofasciales que la rodean¹⁴. Estudios anatómicos y biomecánicos han descrito la participación de los músculos incluidos en el presente trabajo en la estabilidad de la ASI: El BF puede incrementar el cierre de fuerza a través de las conexiones observadas entre la aponeurosis del origen de la cabeza larga del músculo con la fascia toraco lumbar (FTL) y el ligamento sacrotuberoso, lo cual favorece la transmisión de las fuerzas

⁹ SHARMA, Ajit, et al. Identification and effectiveness of physical therapy interventions for sacroiliac joint dysfunction in pregnant and nonpregnant adults: a systematic review. *Journal of Women's Health Physical Therapy*, 2014, vol. 38, no 3, p. 110-117.

¹⁰ RAMÍREZ RAMÍREZ, Carolina; GUERRERO AYALA, Liliana; NIÑO PINZÓN, Diana Marcela. Disfunción de la articulación sacro ilíaca: causa potencial de dolor lumbar. *Salud UIS*. 2007;39:43-53.

¹¹ CUSI, Manuel F. Paradigm for assessment and treatment of SIJ mechanical dysfunction. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2010, vol. 14, no 2, p. 152-161.

¹² HUNGERFORD, Barbara; GILLEARD, Wendy; HODGES, Paul. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*, 2003, vol. 28, no 14, p. 1593-1600.

¹³ CUSI, Op. cit.

¹⁴ HUNGERFORD, Op. cit.

entre los MMII y el tronco¹⁵; el DA conforma una dupla con el glúteo mayor (GM) contralateral a través de la FTL, creando una fuerza compresiva que actúa casi perpendicular a la ASI; finalmente la aponeurosis tendinosa de los ES se vincula fuertemente al sacro y a los ligamentos superficiales posteriores de la ASI, presionando el sacro entre los iliacos, lo que aumenta el auto soporte de la ASI^{16,17,18}. Dichos músculos interactúan anatómicamente y biomecánicamente y proporcionan una vía para la transmisión de fuerzas a través de la capa posterior de la FTL (16) favoreciendo la estabilización de la ASI.

Con base en lo anterior, la inestabilidad de la ASI podría estar relacionada con la disminución de la fuerza de músculos del esqueleto apendicular como el DA y BF; así como con los músculos del esqueleto axial como los ES lumbares^{19,20}. Existe evidencia que en personas con DASI, la debilidad muscular GM produce acortamiento de los músculos isquiotibiales (ISQ) en un intento por compensar dicho déficit, con el propósito de mantener la estabilidad de la ASI²¹; además, se ha reportado que en personas con DL la musculatura acortada puede cambiar su patrón de activación electromiográfica (EMG) como respuesta a la disminución de

¹⁵ VLEEMING A, Andry; STOECKART, Rob y SNIJDERS, Christiaan J. The sacrotuberous ligament: a conceptual approach to its dynamic role in stabilizing the sacroiliac joint. *Clinical Biomechanics*, 1989, vol. 4, no 4, p. 201-203.

¹⁶ BARKER, Priscilla Jane, et al. Anatomy and biomechanics of gluteus maximus and the thoracolumbar fascia at the sacroiliac joint. *Clinical anatomy*, 2014, vol. 27, no 2, p. 234-240.

¹⁷ DO CARMO CARVALHAIS, Viviane Otoni, et al. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of biomechanics*, 2013, vol. 46, no 5, p. 1003-1007.

¹⁸ SNIJDERS, Chris J., et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1998, vol. 8, no 4, p. 205-214.

¹⁹ WILLARD, Frank H., et al. "The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations." *Journal of anatomy* 221, no. 6 (2012), p. 507-536.

²⁰ VLEEMING, Adriaan, et al. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *Journal of anatomy*, 2012, vol. 221, no 6, p. 537-567.

²¹ MASSOUDARAB, Amir; REZANOURBAKHS, Mohammad; MOHAMMADIFAR, Ali. The relationship between hamstring length and gluteal muscle strength in individuals with sacroiliac joint dysfunction. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 2011, vol. 19, no 1, p. 5-10.

la longitud²². En este sentido, la hipótesis de este estudio plantea que en personas con diagnóstico de DASI, los músculos DA, BF y ES, se encuentran acortados como parte de un mecanismo compensatorio que busca mejorar la estabilidad de la ASI, asimismo, como respuesta a este acortamiento, existe un patrón de actividad EMG alterado en los músculos mencionados.

El estudio de la longitud muscular y la activación (EMG) en personas con DASI comparadas con personas con DL sin disfunción y personas clínicamente sanas es necesario con el fin de contribuir con la comprensión de las alteraciones musculares presentes en personas con DASI y poder así orientar estrategias de tratamiento fisioterapéuticos específicos que permitan corregir estas falencias en personas con DL y DASI.

Con base en lo anterior, este proyecto plantea evaluar la longitud de los músculos DA, BF y ES y su actividad EMG en personas con DL con o sin DASI y personas clínicamente sanas, con el fin de establecer si existen diferencias en estos aspectos en los 3 grupos de estudio. El estudio de este tema es relevante teniendo en cuenta que en el quehacer fisioterapéutico cotidiano no se considera la DASI como posible causa de DL, razón por la cual no es evaluada y los ejercicios planteados para el tratamiento del DL no incluyen el manejo de toda la musculatura que participa en la estabilidad de la ASI, ni contemplan el efecto que puedan tener sobre el control motor las alteraciones en la activación muscular presentes, lo que puede interferir en la recuperación de las personas que padecen DL causado por DASI.

Este trabajo se articula al grupo de investigación Movimiento Armonía y Vida, en la línea de investigación Análisis del movimiento humano normal y alterado, de la Escuela de Fisioterapia, de la Universidad Industrial de Santander.

²² HASHEMIRAD, Fahime, et al. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion–extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, no 5, p. 746-753.

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Analizar la longitud muscular y la activación EMG del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con y sin disfunción de la articulación sacro ilíaca y personas sanas.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Describir las características sociodemográficas, antropométricas, el nivel de actividad física, las variables ocupacionales, el dolor y la funcionalidad según la manifestación de la DASI.
- Describir la longitud muscular y la actividad electromiográfica durante el levantamiento de una carga, del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con y sin DASI y personas sanas.
- Explorar la asociación entre la actividad electromiográfica y las retracciones musculares del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con y sin DASI y personas sanas.
- Explorar la asociación entre las variables explicatorias de actividad física, antropométricas, sociodemográficas y ocupacionales, con la presencia de retracciones del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con y sin DASI y personas sanas.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 DOLOR LUMBAR

El DL se define como la sensación de dolor e incomodidad localizado por debajo de la reja costal y sobre el pliegue glúteo inferior, que puede o no irradiarse a los MMII, constituye un problema de salud mundial y es una de las principales causas de discapacidad, debido a que afecta el desempeño laboral y el bienestar general de quien lo padece²³. El DL puede ser agudo o crónico y varios factores de riesgo han sido identificados, incluidos factores ocupacionales, ánimo depresivo, obesidad, talla y edad. Solo en una pequeña proporción de los pacientes el DL se puede atribuir a patologías específicas, tales como hernia de disco, espondilolistesis, osteopenia, fractura, tumor, infección o enfermedades reumáticas. En la mayoría de los casos, sus causas son inciertas y el diagnóstico es difícil de realizar, por lo cual el DL no es un diagnóstico sino una combinación de síntomas²⁴.

En el ámbito mundial el DL tienen una incidencia entre el 6,3% - 15,4% al año, reportado como la primera experiencia de dolor, con un aumento de la incidencia a partir de la tercera década de la vida y una prevalencia de 38% al año, alcanzando su pico en la sexta década de la vida, con una recurrencia de episodios del 80% y sin diferencias significativas entre hombres y mujeres^{25,26,27}.

²³ ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD - OMS. Enfermedades reumáticas. Ginebra, Suiza; 1992.

²⁴ WORLD HEALTH ORGANIZATION - WHO. Priority Medicines for Europe and the World 2013 Update: Low back pain. Vol. 24, Priority Diseases and reasons for inclusión. 2010.

²⁵ HOY, Damian, et al. The epidemiology of low back pain. Best practice & research Clinical rheumatology, 2010, vol. 24, no 6, p. 769-781.

²⁶ BUCHBINDER, Rachelle, et al. Placing the global burden of low back pain in context. Best Practice & Research Clinical Rheumatology, 2013, vol. 27, no 5, p. 575-589..

²⁷ HOY, Damian, et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain. Arthritis & Rheumatism, 2012, vol. 64, no 6, p. 2028-2037.

El impacto social y económico del DL es enorme, reconocido por altas tasas de discapacidad, gastos médicos y de medicamentos, baja productividad, reubicación laboral y litigios²⁸. Según el reporte del estudio de la “Carga global de la enfermedad “ publicado en 2011 en el cual se incluyeron 291 enfermedades, en 187 países, el DL se encontró como el principal contribuyente para la discapacidad global, aportando un 10,7% del total de años perdidos por vivir con discapacidad²⁹ y para el 2017 este valor incrementó en un 19%³⁰.

De acuerdo al tiempo de evolución los pacientes con DL se clasifican como agudos o crónicos^{31,32}; en los pacientes de los casos agudos, entre 5% al 15% se encuentran aquellos con un origen específico de su dolor y entre el 85% y 95% aquellos de origen idiopático y puede ser multifactorial³³. Dentro del DL de origen idiopático se considera que la DASI es prevalente entre el 13 y 30% de esta población³⁴. A continuación, se describirá la anatomía y patomecánica de la ASI para comprender el papel que dicha condición puede tener en la etiología del DL.

2.2 ARTICULACIÓN SACRO ILIACA

2.2.1 Anatomía. La ASI es la articulación formada por el hueso sacro en el medio y

²⁸ HOY, Damian, et al. The epidemiology of low back pain. Best practice & research Clinical rheumatology, 2010, vol. 24, no 6, p. 769-781.

²⁹ BUCHBINDER, Rachelle, et al. Placing the global burden of low back pain in context. Best Practice & Research Clinical Rheumatology, 2013, vol. 27, no 5, p. 575-589..

³⁰ JAMES, Spencer L., et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. The Lancet, 2018, vol. 392, no 10159, p. 1789-1858.

³¹ HERNÁNDEZ CASTRO, John Jairo; MORENO BENAVIDES, Carlos. Medicina del dolor. Universidad del Rosario, 2005. 435 p.

³² LOACH, Alan B., et al. Bonica's Management of Pain, 3rd Edn. John D. Loeser (editor). 2001. P. 1484.

³³ CLAVEL Jr, Alfred L. Sacroiliac joint dysfunction: from a simple pain in the butt to integrated care for complex low back pain. Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management, 2011, vol. 15, no 2, p. 40-50.

³⁴ WEKSLER, Natan, et al. The role of sacroiliac joint dysfunction in the genesis of low back pain: the obvious is not always right. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 2007, vol. 127, no 10, p. 885-888.

los ilíacos a lado y lado. La superficie articular mide aproximadamente 17,5 cm² y tiene forma de “L” invertida; sus superficies presentan elevaciones y depresiones irregulares que limitan los movimientos y favorecen la estabilidad^{35,36}. La ASI es considerada una diartrosis, cuyas superficies articulares se encuentran revestidas por cartílago hialino a nivel del sacro y fibrocartílago en los ilíacos, posee cápsula sinovial que se ubica en la cara anterior y se va adelgazando sin encontrarse presente en la cara posterior. Tiene 3 grados de libertad de movimiento^{37,38}, aunque debido a sus características articulares estos solo se dan en un rango entre 2º y 8º con movimientos lineales entre 1 y 6 mm, por lo que se considera también una anfiartrosis³⁹.

La ASI está rodeada por una gran estructura ligamentaria que estabiliza la articulación y permite los desplazamientos de las superficies articulares en diferentes direcciones⁴⁰, además es fundamental en el mecanismo de cierre de fuerza y estabilización de la pelvis, el cual contribuye a mantener la integridad de la columna lumbar y la pelvis durante la transferencia de fuerzas de la columna a los MMII⁴¹. Estos ligamentos son:

- Ligamento Interóseo (LI): Este ligamento llena todos los espacios irregulares en la parte postero superior de la articulación, lo que permite considerarla una sindesmosis; sus fibras son multidireccionales y resisten fuertemente la

³⁵ HARRISON, Deed E.; HARRISON, Donald D.; TROYANOVICH, Stephan J. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 1997, vol. 20, no 9, p. 607-617.

³⁶ MEJÍA, Gabriel Enrique, et al. Dolor de la articulación sacroilíaca: Anatomía, Diagnóstico y Tratamiento. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 2008, vol. 15, no 3, p. 170-180.

³⁷ KAPANDJI, Adalbert I., et al. *Fisiología articular*. 6th ed. Madrid: Panamericana; 2007. 352 p.

³⁸ ACEVEDO GONZÁLEZ, Juan Carlos. Diagnóstico semiológico del síndrome de disfunción de la articulación sacroiliaca. *Universitas Médica*, 2014, vol. 55, no 1, p. 35-63.

³⁹ VRAHAS, Mark S., et al. Ligamentous contributions to pelvic stability. *Orthopedics*, 1995, vol. 18, no 3, p. 271-274.

⁴⁰ HARRISON, Op. cit.

⁴¹ BECKER, Ines; WOODLEY, Stephanie J.; STRINGER, Mark D. The adult human pubic symphysis: a systematic review. *Journal of anatomy*, 2010, vol. 217, no 5, p. 475-487.

separación de la articulación y los desplazamientos supero-inferior y antero-posterior^{42,43}.

- Ligamento iliolumbar (LIL): se dirige desde los procesos transversos de L4-L5 hasta la cresta iliaca y se fusiona con el LI, posee dos bandas anteriores y posteriores amplias; dentro de sus funciones se encuentran: limitar todos los movimientos entre la parte distal de la espina lumbar y el sacro y limitar la traslación del sacro fuera de la cintura pélvica y la separación del ilion del sacro⁴⁴.
- Ligamento sacroilíaco anterior (LSA): Este ligamento se constituye por un engrosamiento antero inferior de la cápsula articular. Se evidencia cerca de la línea arqueada y la espina iliaca postero inferior. Su función es oponerse a la traslación superior o inferior del sacro y evitar la separación de las superficies articulares.
- Ligamentos sacroilíaco posterior corto y largo (LSP): Estos ligamentos están compuestos por varias capas que cubren el LI, van desde la tuberosidad ilíaca y se dirigen medial y distalmente cubriendo la cara posterior del sacro insertándose sobre las apófisis espinosas. Junto con el LSA sostienen suspendido el sacro desde el iliaco cuando este es desplazado distalmente por la toma de peso, lo que hace que estos ligamentos actúen como amortiguadores⁴⁵.
- Ligamento sacrotuberoso (LST): Se ubica en la parte posterior de la cápsula articular, se extiende desde la tuberosidad isquiática hasta el coxis, sacro e íleon. Se palpa lateral al coxis y superomedial a la tuberosidad isquiática.
- Ligamento sacroespinal (LSE): Es un delgado ligamento triangular que ayuda a contrarrestar la rotación sobre los ejes medio lateral e ínfero superior. Junto con

⁴² HARRISON, Deed E.; HARRISON, Donald D.; TROYANOVICH, Stephan J. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 1997, vol. 20, no 9, p. 607-617.

⁴³ KAPANDJI, Adalbert I., et al. *Fisiología articular*. 6th ed. Madrid: Panamericana; 2007. 352 p.

⁴⁴ HARRISON, Op. cit.

⁴⁵ KAPANDJI, Op. cit.

el LST conectan la parte distal del sacro con la tuberosidad y la espina isquiática y ayudan a mantener el sacro en posición en la nutación cuando las fuerzas trasladan el promontorio en dirección antero inferior^{46,47}.

Además de los ligamentos mencionados la estabilidad es influenciada por otras estructuras pélvicas como la sínfisis púbica, la cual está rodeada por 4 ligamentos (púbico superior e inferior y los púbico anterior y posterior) que ayudan a resistir las fuerzas de fricción, la rotación del sacro, y la separación de las articulaciones sacro ilíacas principalmente durante la marcha⁴⁸.

Se considera que la inervación de la ASI es de dos tipos; una inervación posterior dada por las ramas posteriores de las raíces L4 a S3, aunque otros autores afirman que L3 y S4 también contribuyen y una inervación anterior dada por las raíces de L2 a S2 y los ramos anteriores de L5 a S2.^{49,50,51} (15,34–36).

Finalmente la irrigación de las ASI está dada por parte de las arterias glúteas superior, iliolumbar y sacral lateral⁵².

⁴⁶ HARRISON, Deed E.; HARRISON, Donald D.; TROYANOVICH, Stephan J. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 1997, vol. 20, no 9, p. 607-617.

⁴⁷ KAPANDJI, Adalbert I., et al. *Fisiología articular*. 6th ed. Madrid: Panamericana; 2007. 352 p.

⁴⁸ FORTIN, Joseph D., et al. Sacroiliac joint innervation and pain. *AMERICAN JOURNAL OF ORTHOPEDICS-BELLE MEAD-*, 1999, vol. 28, no 12, p. 687-690.

⁴⁹ COHEN, Steven P. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesthesia & Analgesia*, 2005, vol. 101, no 5, p. 1440-1453.

⁵⁰ CHEN, Yung C.; FREDERICKSON, Michael; SMUCK, Matthew. Sacroiliac joint pain syndrome in active patients: a look behind the pain. *The Physician and sportsmedicine*, 2002, vol. 30, no 11, p. 30-37.

⁵¹ SCHAMBERGER, Wolf. Malalignment syndrome in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 2016, vol. 27, no 1, p. 237-317.

⁵² MEJÍA, Gabriel Enrique, et al. Dolor de la articulación sacroilíaca: Anatomía, Diagnóstico y Tratamiento. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 2008, vol. 15, no 3, p. 170-180.

2.2.2 Función y biomecánica de la articulación sacroilíaca. La ASI está diseñada principalmente para la estabilidad, entre sus funciones se encuentran la transmisión y disipación de las cargas del tronco hacia los miembros inferiores y viceversa⁵³.

Esta articulación crea un fuerte vínculo biomecánico con la articulación lumbosacra, que influencia el funcionamiento de toda la columna lumbar y con las articulaciones coxofemorales, incidiendo en la actividad de los MMII, principalmente sobre la marcha, donde su participación es primordial pues permite las modificaciones en la pelvis para pasar de una postura estática a una de movimiento al iniciar el desplazamiento y actuando como amortiguador para las fuerzas de reacción del suelo⁵⁴.

Además, la ASI cierra posteriormente la cavidad pélvica para proteger las estructuras que allí se albergan y en la mujer sus movimientos facilitan el momento del parto; las ASI están rodeadas por músculos grandes y potentes que aunque no actúan directamente sobre ella, a través de otras articulaciones o la FTL, son capaces de generar los momentos de fuerza necesarios para provocar los movimientos de ellas, resaltando que al contener una gran cantidad de ligamentos estabilizadores, estos arcos de movimientos mínimos son suficientes para permitir cumplir con las funciones descritas^{55,56}.

Kapanji describió los movimientos de la ASI basado en el movimiento que sucedía a nivel del sacro, estos fueron llamados nutación y contranutación⁵⁷. En la nutación

⁵³ HARRISON, Deed E.; HARRISON, Donald D.; TROYANOVICH, Stephan J. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 1997, vol. 20, no 9, p. 607-617.

⁵⁴ VRAHAS, Mark S., et al. Ligamentous contributions to pelvic stability. *Orthopedics*, 1995, vol. 18, no 3, p. 271-274.

⁵⁵ *Ibídem*.

⁵⁶ SCHAMBERGER, Wolf. Malalignment syndrome in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 2016, vol. 27, no 1, p. 237-317.

⁵⁷ ACEVEDO GONZÁLEZ, Juan Carlos. Diagnóstico semiológico del síndrome de disfunción de la articulación sacroiliaca. *Universitas Médica*, 2014, vol. 55, no 1, p. 35-63.

el promontorio del sacro se mueve hacia inferior y anterior y su parte distal junto con el coxis se mueve posteriormente, las crestas ilíacas se aproximan y las tuberosidades isquiáticas se separan, esto causa que la base de la pelvis sea más amplia. La contranutación es el movimiento opuesto, durante el cual el promontorio se mueve superior y posterior, el segmento distal del sacro y el coxis se mueve anteriormente, las crestas ilíacas se separan y las tuberosidades isquiáticas se aproximan; este movimiento estrecha la base de la pelvis^{58,59}.

Sin embargo, es importante resaltar que durante las actividades funcionales se requiere de la participación de toda la cintura pélvica para la movilidad, para ayudar a absorber el estrés y para economizar energía en su ejecución. Por ejemplo, durante el ciclo de la marcha hay rotación de la pelvis como un todo, del sacro alrededor de alguno de sus ejes diagonales y de cada iliaco con relación al sacro: en el plano frontal hacia arriba en el lado en que se realiza la toma de peso, en el plano sagital rotación anterior durante la fase de apoyo y rotación posterior durante la fase de balanceo y en el plano horizontal hacia fuera (ouflaring) durante la fase de apoyo y hacia adentro (inflaring), durante el balanceo⁶⁰.

Básicamente el sacro se encuentra suspendido entre los iliacos por el LSP y se desplaza más profundamente entre estos con el incremento de la carga al pasar de supino a una posición erecta. Las espinas ilíacas postero superiores (EIPS) se aproximan y el movimiento inferior del sacro es bloqueado. La carga superior es transferida desde el sacro a través de los LI al ilion, lo que determina que la ASI no es una articulación para sostener carga sino para transferirla. La carga primaria sobre el sacro se da sobre los LI, haciendo que este rote anterior e inferiormente sobre su eje ubicado a nivel de S3, la parte caudal del sacro rota en dirección dorsal

⁵⁸ KAPANDJI, Adalbert I., et al. Fisiología articular. 6th ed. Madrid: Panamericana; 2007. 352 p.

⁵⁹ VRAHAS, Mark S., et al. Ligamentous contributions to pelvic stability. Orthopedics, 1995, vol. 18, no 3, p. 271-274.

⁶⁰ DONTIGNY, Richard L. Sacroiliac 101: Form and Function—. Journal of Prolotherapy, 2011, vol. 3, no 1, p. 561-567.

y cefálica causando una carga secundaria sobre el LST y LSE en un sentido opuesto, balanceando la fuerza primaria⁶¹.

2.2.2.1 Estabilidad de la ASI. La estabilidad de la articulación 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. Estos mecanismos son conocidos como cierre de forma y cierre de fuerza^{62,63}.

- a. Cierre de forma: Constituye una forma de estabilidad pasiva dada por las carillas articulares, las cuales son irregulares, ondeadas y recíprocas, lo que define la congruencia de una superficie con la otra; además de la complejidad y orientación de sus superficies lo que aumenta la estabilidad y limita sus movimientos^{64,65}.
- b. Cierre de fuerza: Está compuesto por una estabilidad pasiva dada por las estructuras ligamentarias anteriormente mencionadas, las cuales rodean la articulación y mantienen el sacro suspendido entre los ilíacos y por una estabilidad dinámica dada por el complejo de fuerzas transversas transmitidas por los músculos a través de la FTL^{66,67}.

⁶¹ 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. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2014, vol. 18, no 4, p. 633-642.

⁶² SNIJDERS, Chris J., et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1998, vol. 8, no 4, p. 205-214.

⁶³ HARRISON, Deed E.; HARRISON, Donald D.; TROYANOVICH, Stephan J. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 1997, vol. 20, no 9, p. 607-617.

⁶⁴ *Ibídem*.

⁶⁵ KENDALL, Florence Peterson, et al. *Kendall's músculos: pruebas funcionales, postura y dolor*. 5th ed. Philadelphia.: Lippincott, Williams and Wilkins; 2007. 625 p.

⁶⁶ HARRISON, Op. cit.

⁶⁷ KENDALL, Op. cit.

Fascia Toraco Lumbar: Es una estructura de tejido conectivo formada por fibras de colágeno dispuestas en forma irregular, esto le permite envolver los tejidos y soportar grandes tensiones en todas las direcciones⁶⁸. La FTL está compuesta por tres capas fasciales y aponeuróticas que forman una gruesa estructura que se fija en la espina ilíaca postero superior y el ligamento sacrotuberoso de la pelvis, las cuales se describen a continuación.

- Capa posterior: Va desde las apófisis espinosas de las vértebras lumbares al LSE, envuelve los músculos paraespinales alcanzando el rafe en el borde lateral. Está compuesta de dos laminas: la superficial que está directamente relacionada con los músculos DA y serrato posteroinferior cuyas aponeurosis la conforman y la lámina profunda, que se encuentra encapsulando la musculatura paravertebral hasta la zona torácica y se va adelgazando cerca de la zona cervical. Esta capa tiene gran importancia ya que asiste a los músculos paravertebrales en el soporte de la columna lumbosacra. Además, a lo largo de la parte lateral de esta capa paravertebral profunda se produce la conexión con el músculo transverso del abdomen⁶⁹.
- Capa media: Separa los músculos paraespinales del cuadrado lumbar. Está unida medialmente a las apófisis transversas de las vértebras lumbares y lateralmente se une a la capa posterior en el rafe lateral.
- Capa anterior: Se considera una extensión de la fascia transversa de la pared abdominal, se encuentra en la cara anterior del cuadrado lumbar y se fusiona en el rafe lateral⁷⁰.

Participación de los músculos DA, BF y ES en la estabilidad de la ASI: Se ha demostrado que la tensión producida por un músculo no solo se transmite a su

⁶⁸ WILLARD, Frank H., et al. "The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations." *Journal of anatomy* 221, no. 6 (2012), p. 507-536.

⁶⁹ *Ibíd.*

⁷⁰ *Ibíd.*

tendón, sino que se puede transmitir a los tejidos conectivos dentro y alrededor del músculo y también a los tejidos conectivos fuera de este⁷¹. Los músculos tienen un papel importante en la estabilidad de la columna lumbosacra y sus aponeurosis contribuyen con la formación de la FTL. Para el presente estudio se analizaron los siguientes músculos:

- Dorsal ancho: Sus acciones varían de acuerdo al segmento que se moviliza; con el origen fijo realiza rotación medial, aducción y extensión del hombro, contribuye a la flexión lateral del tronco. Con la inserción fija, participa en la inclinación de la pelvis tanto anterior como lateralmente. Actuando bilateralmente interviene en la hiperextensión de la columna y en la inclinación anterior de la pelvis o en la flexión de la columna, en función de su relación con los ejes de movimiento⁷². Se ha propuesto que el DA tiene un efecto tensor sobre la ASI al actuar en conjunto con el GM contralateral, a través de su unión con la capa posterior de la FTL⁷³, además que las aponeurosis de este músculo, contribuyen a formar la lámina superficial de la FTL⁷⁴.
- Bíceps Femoral: Hace parte del grupo de músculos ISQ, es un músculo con dos vientres musculares, la cabeza larga del BF presenta inserción proximal en la porción distal del LST y parte posterior de la tuberosidad isquiática y la cabeza corta en el labio externo de la línea áspera, 2/3 proximales de la línea supracondílea y tabique intermuscular externo. Su inserción distal se encuentra en la cara lateral de la cabeza del peroné, meseta externa de la tibia y fascia profunda de la cara externa de la pierna⁷⁵. Su participación como estabilizador

⁷¹ DO CARMO CARVALHAIS, Viviane Otoni, et al. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of biomechanics*, 2013, vol. 46, no 5, p. 1003-1007.

⁷² VLEEMING, Andry, et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 1995, vol. 20, no 7, p. 753-758.

⁷³ Ibídem.

⁷⁴ WILLARD, Op. Cit.

⁷⁵ KENDALL, Florence Peterson, et al. *Kendall's músculos: pruebas funcionales, postura y dolor*. 5th ed. Philadelphia.: Lippincott, Williams and Wilkins; 2007. 625 p.

de la ASI se debe a sus conexiones anatómicas dadas por la interacción entre la aponeurosis de la porción larga del BF con la FTL y el LST⁷⁶. Las dos porciones del BF producen flexión de rodilla con rotación externa y la cabeza larga participa en la extensión de cadera y la rotación externa⁷⁷. Por la conexión directa que existe entre las fibras superiores del BF y el LST⁷⁸, se considera que es el isquiotibial que se relaciona directamente con la transmisión de cargas hacia los MMII y participa en el cierre de fuerza a través de la tensión que causa sobre el LST⁷⁹.

- Espinales: Están compuestos por los músculos longitudinales posteriores localizados cerca de la columna vertebral, los cuales juegan un papel en el tronco para estabilizarlo y mantener la postura erecta^{80,81}; el erector espinal (EE) y los multífidos se encuentran envueltos entre la capa posterior de la FTL en su lámina profunda y la fascia que proviene del transverso del abdomen para unirse en el rafe lateral. El complejo formado por estos músculos junto con la FTL ayudan a la estabilidad de la columna vertebral, con el fin de evitar los movimientos de deslizamiento que se puedan producir entre las vértebras en la zona lumbar, además las aponeurosis de estos músculos se fusionan con las láminas superficial y profunda de la capa posterior y forman un complejo que se adhiere a la EIPS y al borde del sacro, finalmente convergen sobre el LST y la

⁷⁶ HOSSAIN, Munier; NOKES, Leonard Derek Martin. A model of dynamic sacro–iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. *Medical Hypotheses*, 2005, vol. 65, no 2, p. 278-281.

⁷⁷ KENDALL, Florence Peterson, et al. *Kendall's músculos: pruebas funcionales, postura y dolor*. 5th ed. Philadelphia.: Lippincott, Williams and Wilkins; 2007. 625 p.

⁷⁸ VLEEMING A, Andry; STOECKART, Rob y SNIJDERS, Christiaan J. The sacrotuberous ligament: a conceptual approach to its dynamic role in stabilizing the sacroiliac joint. *Clinical Biomechanics*, 1989, vol. 4, no 4, p. 201-203.

⁷⁹ FOLEY, Brian S.; BUSCHBACHER, Ralph M. Sacroiliac joint pain: anatomy, biomechanics, diagnosis, and treatment. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 2006, vol. 85, no 12, p. 997-1006.

⁸⁰ SNIJDERS, Chris J., et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1998, vol. 8, no 4, p. 205-214.

⁸¹ KENDALL, Op. cit.

tuberosidad isquiática⁸².

En resumen, la transmisión de las fuerzas ejercidas en las diferentes direcciones, por los músculos mencionados anteriormente junto con la acción de otros como el GM, transverso del abdomen, oblicuos del abdomen, glúteo medio, psoas, cuadrado lumbar y piriforme, a través de la FTL, favorece la estabilidad de la columna lumbar, aumentan el cierre de fuerza de la ASI^{83,84,85}, previene la sobrecarga de las demás articulaciones pélvicas y genera un óptimo sistema de transferencia de cargas, constituyéndose por tanto en un factor clave en la patogenia de la DASI.

2.3 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 DASI se describe como una alteración patomecánica caracterizada por hipomovilidad o hipermovilidad de la ASI, la primera causada por el bloqueo del sacro entre los iliacos y la segunda por inestabilidad articular; produciendo dolor localizado sobre la ASI o irradiado a diferentes zonas de los MMII^{86,87,88}. La prevalencia de DASI es del 13% al 30% en personas con DL,

⁸² WILLARD, Frank H., et al. "The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations." *Journal of anatomy* 221, no. 6 (2012), p. 507-536.

⁸³ HARRISON, Deed E.; HARRISON, Donald D.; TROYANOVICH, Stephan J. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 1997, vol. 20, no 9, p. 607-617.

⁸⁴ CHEN, Yung C.; FREDERICSON, Michael; SMUCK, Matthew. Sacroiliac joint pain syndrome in active patients: a look behind the pain. *The Physician and sportsmedicine*, 2002, vol. 30, no 11, p. 30-37.

⁸⁵ ZELLE, Boris A., et al. Sacroiliac joint dysfunction: evaluation and management. *The Clinical journal of pain*, 2005, vol. 21, no 5, p. 446-455.

⁸⁶ CLAVEL Jr, Alfred L. Sacroiliac joint dysfunction: from a simple pain in the butt to integrated care for complex low back pain. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 2011, vol. 15, no 2, p. 40-50.

⁸⁷ ZELLE, Op. cit.

⁸⁸ DONTIGNY, Richard L. Wonder why? sacroiliac 201: dysfunction and management, a biomechanical solution. *J Prolother*, 2011, vol. 3, p. 644-652.

diagnosticada a través de la inyección de anestésicos bajo fluoroscopia en la ASI, teniendo en cuenta un alivio significativo del dolor⁸⁹.

En condiciones normales, en posición bípeda con la pelvis simétrica, el peso desliza el sacro entre los iliacos y es mantenido en balance por la acción de los ligamentos; la línea de gravedad se encuentra ubicada posterior al eje acetabular y anterior al eje sacro⁹⁰. En la hipomovilidad la línea de gravedad pasa por delante del acetábulo y se aumenta la lordosis lumbar, el sacro rota inferiormente creando una fuerza rotacional hacia anterior, 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, por lo cual los movimientos vertebrales oscilatorios ocurren 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^{91,92}. La anterior condición puede empeorar cuando el apoyo pélvico proveniente de los abdominales se encuentra comprometido, produciendo una rotación anterior de los iliacos sobre el sacro limitando sus movimientos y causando su acúñamiento y consecuente bloqueo⁹³.

La hipermovilidad se da cuando se pierde la estabilidad de la articulación, Lewit et

⁸⁹ CHEN, Yung C.; FREDERICSON, Michael; SMUCK, Matthew. Sacroiliac joint pain syndrome in active patients: a look behind the pain. *The Physician and sportsmedicine*, 2002, vol. 30, no 11, p. 30-37.

⁹⁰ DONTIGNY, Richard L. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain syndrome. *Physical Therapy*, 1990, vol. 70, no 4, p. 250-262.

⁹¹ CLAVEL Jr, Alfred L. Sacroiliac joint dysfunction: from a simple pain in the butt to integrated care for complex low back pain. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 2011, vol. 15, no 2, p. 40-50.

⁹² LEWIT, Karel. The muscular and articular factor in movement restriction. *Man Med.* 1986; vol. 2, p.101-4.

⁹³ 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. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2014, vol. 18, no 4, p. 633-642

al., describieron que la ASI es una articulación donde no se produce movimiento por la acción muscular directa⁹⁴; sin embargo, está sometida a la tensión indirecta que ejercen los músculos a través de la FTL. Cuando hay disminución de la fuerza muscular y desequilibrio de los abdominales, paraespinales, psoas, DA y GM, se pierde el cierre de fuerza, sobrecargando los ligamentos y causando hiperlaxitud, lo que afecta la transmisión de cargas y ocasiona que el sacro se mantenga en nutación^{95,96}. Un estudio realizado por Vukicevic et al., encontró que los LI eran los principales determinantes de los movimientos del sacro y que ante la ausencia de su acción se restringía el movimiento de balanceo normal del sacro alterando así la transmisión de cargas⁹⁷.

En cuanto a la localización del dolor en pacientes con DASI, diferentes autores han determinado que existe un área que abarca aproximadamente tres centímetros de ancho y 10 centímetros de largo, lateral e inferiormente a las EIPS, el dolor en ésta área es conocido en la literatura como el Signo de Fortín^{98,99,100}.

Adicionalmente como consecuencia de la pérdida en la posición de balance del sacro, se ha descrito dolor por debajo de L5, localizado sobre la ASI de forma uni o bilateral y/o irradiado a diferentes zonas como los glúteos en el 94%, la ingle en el 14% y la cara postero-lateral del muslo en el 28% de las personas con diagnóstico

⁹⁴ VUKICEVIĆ, Slobodan, et al. Holographic analysis of the human pelvis. *Spine*, 1991, vol. 16, no 2, p. 209-214.

⁹⁵ CLAVEL Jr, Alfred L. Sacroiliac joint dysfunction: from a simple pain in the butt to integrated care for complex low back pain. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 2011, vol. 15, no 2, p. 40-50.

⁹⁶ LEWIT, Karel. The muscular and articular factor in movement restriction. *Man Med*. 1986; vol. 2, p.101-4.

⁹⁷ HUIJBREGTS, Peter. Sacroiliac joint dysfunction: evidence-based diagnosis. *Orthopaedic Division Review*, 2004, vol. 17, p. 18-32.

⁹⁸ FORTIN, Joseph D., et al. Sacroiliac joint: pain referral maps upon applying a new injection/arthrography technique. *Spine*, 1994, vol. 19, no 13, p. 1475-1482.

⁹⁹ VAN DER WURFF, Peter; BUIJS, Evert J.; GROEN, Gerbrand J. Intensity mapping of pain referral areas in sacroiliac joint pain patients. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 2006, vol. 29, no 3, p. 190-195.

¹⁰⁰ DONTIGNY, Richard L. Function and pathomechanics of the sacroiliac joint: a review. *Physical Therapy*, 1985, vol. 65, no 1, p. 35-44.

de disfunción^{101,102,103,104}.

La disfunción puede estar presente en condiciones tales como el embarazo, durante el cual por factores como el aumento de peso, la postura en hiperlordosis y la laxitud ligamentaria inducida por el aumento de las hormonas como los estrógenos y la relaxina¹⁰⁵. Otras condiciones son el trauma repetitivo menor, la discrepancia en la longitud de los MMII y la mala manipulación de cargas entre otras. Sumado a estas causas se han descrito alteraciones en fuerza, longitud y espesor muscular, lo cual permite que la postura de nutación se torne dominante, favoreciendo la presencia de dolor^{106,107}.

Diferentes autores han descrito la presencia de alteraciones en el control motor de personas con DASI, las cuales se pueden presentar como un intento del sistema neuromuscular para compensar las deficiencias en el mecanismo del cierre de fuerza¹⁰⁸. Algunas de estas deficiencias son: disminución de la excursión del diafragma y del descenso del piso pélvico durante la elevación del miembro inferior, atraso en la activación del oblicuo interno, multifidos lumbares y GM durante la

¹⁰¹ COHEN, Steven P. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesthesia & Analgesia*, 2005, vol. 101, no 5, p. 1440-1453.

¹⁰² LEWIT, Karel. The muscular and articular factor in movement restriction. *Man Med.* 1986; vol. 2, p.101-4.

¹⁰³ GUPTA, Sanjeeva; HAMEED, Haroon y DIWAN, Sudhir. A systematic evaluation of prevalence and diagnostic accuracy of sacroiliac joint interventions. *Pain physician*, 2012, vol. 15, p. 305-344.

¹⁰⁴ BASHIR, Muhammad Salman, et al. Pattern of changes in latissimus dorsi, gluteus maximus, internal oblique and transverse abdominus muscle thickness among individuals with sacroiliac joint dysfunction. *Pakistan journal of medical sciences*, 2019, vol. 35, no 3, p. 818.

¹⁰⁵ MEJÍA, Gabriel Enrique, et al. Dolor de la articulación sacroilíaca: Anatomía, Diagnóstico y Tratamiento. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 2008, vol. 15, no 3, p. 170-180.

¹⁰⁶ CLAVEL Jr, Alfred L. Sacroiliac joint dysfunction: from a simple pain in the butt to integrated care for complex low back pain. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 2011, vol. 15, no 2, p. 40-50.

¹⁰⁷ O'SULLIVAN, Peter B., et al. Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine*, 2002, vol. 27, no 1, p. E1-E8.

¹⁰⁸ HUNGERFORD, Barbara; GILLEARD, Wendy; HODGES, Paul. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*, 2003, vol. 28, no 14, p. 1593-1600.

flexión de cadera en bípedo¹⁰⁹ y aumento de la actividad muscular del oblicuo interno en la elevación de la pierna del lado afectado¹¹⁰, lo que aumenta la complejidad para la comprensión de la disfunción.

2.4 DIAGNÓSTICO DE LA DASI

La inyección intra-articular guiada por fluoroscopia es considerada la prueba de oro para el diagnóstico de la DASI^{111,112,113}. Esta prueba consiste en inyectar una solución en la ASI, con la cual la persona en la que se sospecha disfunción debe referir la reproducción de su dolor y posteriormente se inyecta una pequeña cantidad (<1,5cc) de anestésico local, para determinar si la persona refiere disminución de al menos el 80% de la intensidad del dolor. La prueba se considera negativa si la persona refiere provocación del dolor con la solución pero no disminución de la intensidad con el anestésico o viceversa (58,59). Las maniobras diagnósticas para detectar bloqueos en la ASI se usan poco, debido a que son consideradas más como un recurso en el tratamiento para el dolor y no resultan ser costo efectivos¹¹⁴.

Con el fin de realizar un diagnóstico adecuado, más oportuno y accesible se han diseñado pruebas de provocación de dolor que consisten en maniobras usadas para estresar la ASI y reproducir el dolor. El test es positivo si la persona refiere dolor

¹⁰⁹ BEALES, Darren John; O'SULLIVAN, Peter Bruce; BRIFFA, N. Kathryn. Motor control patterns during an active straight leg raise in chronic pelvic girdle pain subjects. *Spine*, 2009, vol. 34, no 9, p. 861-870.

¹¹⁰ DUSSAULT, Robert G.; KAPLAN, Phoebe A.; ANDERSON, Mark W. Fluoroscopy-guided sacroiliac joint injections. *Radiology*, 2000, vol. 214, no 1, p. 273-277.

¹¹¹ BASHIR, Muhammad Salman, et al. Pattern of changes in latissimus dorsi, gluteus maximus, internal oblique and transverse abdominus muscle thickness among individuals with sacroiliac joint dysfunction. *Pakistan journal of medical sciences*, 2019, vol. 35, no 3, p. 818.

¹¹² LASLETT, Mark, et al. Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests. *Manual therapy*, 2005, vol. 10, no 3, p. 207-218.

¹¹³ ARAB, Amir Massoud, et al. Inter-and intra-examiner reliability of single and composites of selected motion palpation and pain provocation tests for sacroiliac joint. *Manual Therapy*, 2009, vol. 14, no 2, p. 213-221.

¹¹⁴ CHEN, Yung C.; FREDERICSON, Michael; SMUCK, Matthew. Sacroiliac joint pain syndrome in active patients: a look behind the pain. *The Physician and sportsmedicine*, 2002, vol. 30, no 11, p. 30-37.

ubicado principalmente sobre la región descrita como signo de Fortín (10 cm caudal y 3 cm lateral a la EIPS)^{115,116}.

Las pruebas de provocación por si solas tienen poco potencial diagnóstico; sin embargo, estudios realizados muestran que al ser usadas de manera combinada mejoran su potencial diagnóstico. En este sentido se ha planteado el régimen multitest, el cual consiste en la aplicación de 6 pruebas de provocación de dolor y si al menos 3 de ellas son positivas, se puede establecer el diagnóstico de DASI^{117,118,119,120,121}. De acuerdo con Laslett et al., 3 o más pruebas de provocación positivas arrojan una sensibilidad del 91% y una especificidad del 78%¹²², en ausencia de al menos una prueba positiva, el diagnóstico de DASI puede ser descartado.

Las pruebas recomendadas por Laslett et al., corresponden a aquellas con mejores propiedades psicométricas, a saber: distracción, compresión, empuje de muslo o cizallamiento posterior, Gaenslen, empuje sacro, Patrick o FABER¹²³ (tablas 1, 2 y

¹¹⁵ FORTIN, Joseph D., et al. Sacroiliac joint: pain referral maps upon applying a new injection/arthrography technique. *Spine*, 1994, vol. 19, no 13, p. 1475-1482.

¹¹⁶ VAN DER WURFF, Peter; BUIJS, Evert J.; GROEN, Gerbrand J. Intensity mapping of pain referral areas in sacroiliac joint pain patients. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 2006, vol. 29, no 3, p. 190-195.

¹¹⁷ ACEVEDO GONZÁLEZ, Juan Carlos; OLIVEROS, Silvia Quintero. Escala de diagnóstico SI5: evaluación de disfunción de la articulación sacroiliaca. *Neurocirugía*, 2015, vol. 26, no 6, p. 268-275.

¹¹⁸ CHEN, Yung C.; FREDERICSON, Michael; SMUCK, Matthew. Sacroiliac joint pain syndrome in active patients: a look behind the pain. *The Physician and sportsmedicine*, 2002, vol. 30, no 11, p. 30-37.

¹¹⁹ LOZANO-QUIJADA, Carlos, et al. Fiabilidad de los test de diagnóstico de disfunción sacroilíaca y de las pruebas exploratorias de la pelvis. *Fisioterapia*, 2014, vol. 36, no 2, p. 73-80.

¹²⁰ VAN DER WURFF, Peter; BUIJS, Evert J.; GROEN, Gerbrand J. A multitest regimen of pain provocation tests as an aid to reduce unnecessary minimally invasive sacroiliac joint procedures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2006, vol. 87, no 1, p. 10-14.

¹²¹ BROADHURST, Norman A.; BOND, Malcolm J. Pain provocation tests for the assessment of sacroiliac joint dysfunction. *Journal of spinal disorders*, 1998, vol. 11, no 4, p. 341-345.

¹²² DUSSAULT, Robert G.; KAPLAN, Phoebe A.; ANDERSON, Mark W. Fluoroscopy-guided sacroiliac joint injections. *Radiology*, 2000, vol. 214, no 1, p. 273-277.

¹²³ ARAB, Amir Massoud, et al. Inter-and intra-examiner reliability of single and composites of selected motion palpation and pain provocation tests for sacroiliac joint. *Manual Therapy*, 2009, vol. 14, no 2, p. 213-221..

3) y fueron las pruebas seleccionadas para realizar el diagnóstico de DASI en este estudio.

Durante la aplicación de las pruebas se debe tener especial cuidado con la presencia de dolor ocasionado por otras causas, tales como protrusión de disco, artrosis articular entre otras, ya que la aplicación de pruebas en estas condiciones podrían dar falsos positivos para el diagnóstico de la disfunción¹²⁴.

Además del diagnóstico a través de las pruebas de provocación de dolor, se deben contemplar otros aspectos relacionados con el dolor, como por ejemplo la presencia del signo de Fortín y el hecho de que el dolor originado por la DASI se produce principalmente con actividades en las cuales la ASI soporta carga tales como la posición sedente y bípeda, así como aquellas en que se toma peso sobre una sola extremidad como deambular y subir escaleras¹²⁵.

Tabla 1. Resultados de validez para las pruebas de provocación.

PRUEBA	AUTOR	SENSIBILIDAD	ESPECIFICIDAD	VPP	VPN
Distracción	Van Der Wurff, 2006	1.00	0.00	0.45	0.00
	Laslett, 2005	0.60	0.81	0.60	0.81
Compresión	Van Der Wurff, 2006	1.00	0.42	0.58	1.00
	Laslett, 2005	0.69	0.69	0.52	0.82
Empuje del muslo o cizallamiento posterior	Van Der Wurff, 2006	0.92	0.57	0.64	0.90
	Laslett, 2005	0.88	0.69	0.58	0.92
	Broadhurst, 1998	0.80	1.00	--	--
	Dreyfuss, 1996	0.36	0.50	--	--

¹²⁴ ARAB, Amir Massoud, et al. Inter-and intra-examiner reliability of single and composites of selected motion palpation and pain provocation tests for sacroiliac joint. Manual Therapy, 2009, vol. 14, no 2, p. 213-221.

¹²⁵ CUSI, Manuel F. Paradigm for assessment and treatment of SIJ mechanical dysfunction. Journal of bodywork and movement therapies, 2010, vol. 14, no 2, p. 152-161.

PRUEBA	AUTOR	SENSIBILIDAD	ESPECIFICIDAD	VPP	VPN
Gaenslen	Van Der Wurff, 2006	0.25	0.81	0.53	0.57
	Laslett, 2005	0.51	0.74	0.50	0.77
	Dreyfuss, 1996	0.71	0.26	--	--
Empuje del sacro	Laslett, 2005	0.63	0.75	0.56	0.80
	Dreyfuss, 1996	0.53	0.29	--	--
Patrick o Faber	Van Der Wurff, 2006	0.85	0.78	0.76	0.86
	Broadhurst, 1998	0.77	1.00	--	--
	Dreyfuss, 1996	0.69	0.16	--	--

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

La tabla 1 muestra los resultados obtenidos por diferentes autores en cuanto a las propiedades psicométricas de cada una de las pruebas de provocación incluidas en el estudio. Los resultados expuestos evidencian que no es recomendable aplicar las pruebas de manera aislada para establecer el diagnóstico de DASI; los autores recomiendan realizar un régimen multitest en el cual con un mayor número de pruebas positivas se mejoran las propiedades psicométricas del test, lo que ofrece mayor precisión al diagnóstico de DASI^{126,127,128,129}.

La tabla 2 muestra los resultados de reproducibilidad de las pruebas de provocación de manera independiente, evaluada por diferentes autores. Teniendo en cuenta la clasificación de Landis y Koch¹³⁰, la reproducibilidad para las pruebas de

¹²⁶ LOZANO-QUIJADA, Carlos, et al. Fiabilidad de los test de diagnóstico de disfunción sacroilíaca y de las pruebas exploratorias de la pelvis. Fisioterapia, 2014, vol. 36, no 2, p. 73-80.

¹²⁷ ARAB, Amir Massoud, et al. Inter-and intra-examiner reliability of single and composites of selected motion palpation and pain provocation tests for sacroiliac joint. Manual Therapy, 2009, vol. 14, no 2, p. 213-221..

¹²⁸ TELLI, Hilal; TELLI, Serkan TELLI y TOPAL, Murat. The validity and reliability of provocation tests in the diagnosis of sacroiliac joint dysfunction. Pain physician, 2018, vol. 21, p. E367-E376.

¹²⁹ SHROUT, Patrick E.; FLEISS, Joseph L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Psychological bulletin, 1979, vol. 86, no 2, p. 420-428.

¹³⁰ LASLETT, Mark; WILLIAMS, Maynard. The reliability of selected pain provocation tests for sacroiliac joint pathology. Spine, 1994, vol. 19, no 11, p. 1243-1249.

provocación se encuentra en acuerdo entre considerable y moderado. La falta de consenso de los resultados entre los diferentes estudios deja en evidencia la debilidad de las pruebas de manera aislada para establecer el diagnóstico de DASI.

Tabla 2. Resultados de reproducibilidad para las pruebas de provocación.

PRUEBA	AUTOR	REPRODUCIBILIDAD (KAPPA)
Distracción	Robinson, 2007	0.63
	Kokmeyer, 2002	0.46
	Laslett, 1994	0.69
Compresión	Robinson, 2007	0.57
	Kokmeyer, 2002	0.58
	Laslett, 1994	0.73
Empuje del muslo o cizallamiento posterior	Arab, 2009	0.68
	Robinson, 2007	0.79
	Kokmeyer, 2002	0.69
	Dreyfuss, 1996	0.88
	Laslett, 1994	0.64
Gaenslen	Kokmeyer, 2002	0.58
	Dreyfuss, 1996	0.61
	Laslett, 1994	0.75
Empuje del sacro	Dreyfuss, 1996	0.30
	Laslett, 1994	0.52
Patrick o Faber	Arab, 2009	0.52
	Robinson, 2007	0.54
	Kokmeyer, 2002	0.62

Finalmente, en la tabla 3 se observa que, para las pruebas compuestas, en la medida en que aumenta el número de test positivos se disminuye la sensibilidad, pero mejora la especificidad del diagnóstico. Adicionalmente se observa que con 3 test positivos se observa la mayor razón de probabilidad positiva, lo cual muestra que este método diagnóstico cuenta con adecuadas propiedades psicométricas que apoyan su uso para el diagnóstico de la DASI.

Tabla 3. Sensibilidad, especificidad, valores predictivos y razón de probabilidad para las pruebas compuestas de 1 a 6.¹³¹

ESTADÍSTICA	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)
+LR	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)
-LR	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)

Intervalo de confianza 95%. VPP= valor predictivo positivo, VPN= valor predictivo negativo, +LR= razón de probabilidad para pruebas positivas, -LR= razón de probabilidad para pruebas negativas (59).

2.5 LA DASI COMO CAUSA DE DL

La DASI no se puede tratar de manera aislada porque la ASI se encuentra unida anatómica y biomecánicamente a la columna a través de la articulación lumbosacra y a los MMII por las articulaciones coxofemorales; por lo tanto influye en el funcionamiento de la columna vertebral y la actividad de los MMII, principalmente sobre la marcha, en donde se requiere para su óptimo funcionamiento de la activación asimétrica de las estructuras de la cintura pélvica^{132,133}.

¹³¹ LASLETT, Mark, et al. Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests. Manual therapy, 2005, vol. 10, no 3, p. 207-218.

¹³² CLAVEL Jr, Alfred L. Sacroiliac joint dysfunction: from a simple pain in the butt to integrated care for complex low back pain. Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management, 2011, vol. 15, no 2, p. 40-50.

¹³³ DAVARIAN, Sanaz, et al. Trunk muscles strength and endurance in chronic low back pain patients with and without clinical instability. Journal of back and musculoskeletal rehabilitation, 2012, vol. 25, no 2, p. 123-129.

Los mecanismos mediante los cuales la DASI puede generar DL entre el 13 y el 30% de la población con DL idiopático pueden ser:

- El aumento de la curva lumbar que se presenta por el desplazamiento anterior de la línea de gravedad en las personas con DASI, produce aumento del roce y cizallamiento de las articulaciones intervertebrales, ya que al realizar los movimientos del tronco se pierde el aporte que ofrece la ASI para su ejecución trasladando todo el esfuerzo a la zona lumbar, lo que aumenta la tensión y el trabajo de esta musculatura produciendo dolor¹³⁴.
- La hiperlaxitud ligamentaria y la disminución de la fuerza muscular hacen que se afecte el cierre de fuerza y el sacro se posicione en nutación, lo cual produce aumento de la tensión sobre la cápsula anterior de la ASI lo que con el tiempo podría traducirse en dolor^{135,136}.
- Al presentarse DASI se afecta el mecanismo para la absorción y transferencia de cargas de los MMII durante la marcha, lo que aumenta el impacto entre los discos intervertebrales, lo cual puede conducir a DL de origen mecánico^{137,138}.
- Finalmente, cuando existen desequilibrios musculares dados por alteración de la longitud y la fuerza muscular, pueden causarse alteraciones de la activación muscular¹³⁹. En algunos casos, los músculos retrasan su activación, causando que la acción que debería ser ejercida por este sea trasladada a estructuras adyacentes sobrecargándolas, asimismo, cuando un músculo se encuentra acortado se retrasa su tiempo de relajación, lo que ocasiona aumento de la

¹³⁴ LEWIT, Karel. The muscular and articular factor in movement restriction. *Man Med.* 1986; vol. 2, p.101–4.

¹³⁵ RAMÍREZ RAMÍREZ, Carolina; GUERRERO AYALA, Liliana; NIÑO PINZÓN, Diana Marcela. Disfunción de la articulación sacro ilíaca: causa potencial de dolor lumbar. *Salud UIS.* 2007;39:43–53.

¹³⁶ DONTIGNY, Richard L. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain syndrome. *Physical Therapy*, 1990, vol. 70, no 4, p. 250-262.

¹³⁷ g

¹³⁸ LEWIT, Op. cir.

¹³⁹ LI, Yenchen; MCCLURE, Philip W.; PRATT, Neal. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Physical therapy*, 1996, vol. 76, no 8, p. 836-845.

tensión del mismo generando fuerzas de oposición a los movimientos, que incrementan las fuerzas de roce y cizallamiento en las estructuras de la columna lumbar, lo cual puede generar dolor¹⁴⁰.

2.6 LONGITUD MUSCULAR Y DASI

Los investigadores han tratado de encontrar alguna asociación entre la disminución de la flexibilidad de los ISQ y el DL, sin embargo no se ha podido establecer una relación definitiva, ni se ha podido establecer si la disminución de la longitud muscular es la causa o el resultado del DL^{141,142,143}.

En cuanto a la DASI, no se encuentran estudios que evalúen la longitud de los músculos contemplados para el presente estudio en esta población; sin embargo, Fox et al., reportan en un estudio realizado en personas con dolor de la ASI que al realizar estiramientos de los ISQ se mejora el desempeño en la prueba de flexión anterior de tronco¹⁴⁴; adicionalmente, Arab et al., describieron que ante la disminución de la estabilidad de la ASI ocasionada por debilidad del GM, los ISQ se acortan para compensar dicha inestabilidad¹⁴⁵.

¹⁴⁰ HASHEMIRAD, Fahime, et al. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion–extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, no 5, p. 746-753.

¹⁴¹ HALBERTSMA, Jan PK, et al. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2001, vol. 82, no 2, p. 232-238.

¹⁴² FASUYI, Francis Oluwafunsho; FABUNMI, Ayodele A.; ADEGOKE, Babatunde OA. Hamstring muscle length and pelvic tilt range among individuals with and without low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2017, vol. 21, no 2, p. 246-250.

¹⁴³ FOX, Matthew. Effect on hamstring flexibility of hamstring stretching compared to hamstring stretching and sacroiliac joint manipulation. *Clinical Chiropractic*, 2006, vol. 9, no 1, p. 21-32.

¹⁴⁴ BOGDUK, Nikolai; JOHNSON, Garth; SPALDING, Deborah. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 1998, vol. 13, no 6, p. 377-385.

¹⁴⁵ MASSOUDARAB, Amir; REZANOURBAKHSH, Mohammad; MOHAMMADIFAR, Ali. The relationship between hamstring length and gluteal muscle strength in individuals with sacroiliac joint dysfunction. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 2011, vol. 19, no 1, p. 5-10.

Para los músculos analizados en el presente estudio, de acuerdo a su localización anatómica se han descrito patrones de acortamiento teniendo en cuenta las articulaciones que atraviesan, los cuales están presentes incluso en personas sanas con disminución de la longitud muscular.

La disminución de la flexibilidad de los ISQ puede restringir la rotación pélvica anterior y a su vez, limitar el rango de flexión de tronco, a menos que sea compensado por un aumento de la flexión lumbar lo cual puede resultar en DL¹⁴⁶. El acortamiento del DA puede conducir a disminución del arco de flexión de hombro¹⁴⁷, además la distribución en abanico del músculo permite que sus aponeurosis contribuyan en la formación de la lámina superficial de la capa posterior de la FTL, la cual juega un rol fundamental en el cierre de fuerza; para ejercer esta función la fascia requiere de la acción coordinada del DA, los abdominales, glúteos y erector de la columna, para aumentar o mantener su tensión durante actividades como el levantamiento de cargas^{148,149}, esta interacción biomecánica puede verse alterada por el acortamiento muscular, disminuyendo el cierre de fuerza y conduciendo a DL. Finalmente, el acortamiento de la musculatura espinal produce aumento de la lordosis lumbar lo que favorece la posición de nutación del sacro¹⁵⁰.

En personas con DASI dada la relación que tienen el BF, DA y los ES con la FTL y la transmisión de fuerzas que se genera a través de ella, su acortamiento podría generarse en respuesta a la falta de estabilidad de la ASI, secundaria

¹⁴⁶ FOX, Matthew. Effect on hamstring flexibility of hamstring stretching compared to hamstring stretching and sacroiliac joint manipulation. *Clinical Chiropractic*, 2006, vol. 9, no 1, p. 21-32.

¹⁴⁷ VLEEMING, Andry, et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 1995, vol. 20, no 7, p. 753-758.

¹⁴⁸ TOZZI, Paolo. Selected fascial aspects of osteopathic practice. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2012, vol. 16, no 4, p. 503-519.

¹⁴⁹ PALMER, M. Lynn; EPLER, Marcia E.; EPLER, Marcia F. *Fundamentals of musculoskeletal assessment techniques*. Lippincott Williams & Wilkins, 1998, p.415.

¹⁵⁰ BASMAJIAN, John V.; DE LUCA, Carlo J. *Muscles alive*. 5th. Williams and Wilkins, 1985, p. 60-64.

probablemente a debilidad muscular, con el fin de favorecer la transmisión de cargas desde y hacia la cintura pélvica¹⁵¹.

2.7 BASES NEUROFISIOLÓGICAS Y BIOMECÁNICAS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE (EMGS)

La electromiografía (EMG) es el estudio de la función muscular a través de la evaluación de la señal eléctrica que emana del músculo¹⁵². La fuente de la señal de la EMG es el potencial de acción de la unidad motora, unidad funcional y estructural del músculo esquelético y corresponde al sistema formado por una neurona motora y las fibras musculares que inerva, este potencial se produce cuando se recibe un estímulo químico, eléctrico o mecánico¹⁵³.

Un potencial de acción es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular modificando su distribución de carga eléctrica, aunque de acuerdo al tipo de célula en que se genere se pueden observar algunas modificaciones, en condiciones de reposo el potencial de membrana es de -70 mV, el sodio se encuentra más concentrado al exterior y el potasio más concentrado al interior de la membrana celular¹⁵⁴.

La causa del potencial de acción es el intercambio de iones a través de la membrana celular, un estímulo abre los canales de sodio, haciendo que este entre rápidamente y que el interior se vuelva positivo y se despolarice; posteriormente los canales de potasio se abren permitiendo su salida, mientras que los canales de sodio se cierran

¹⁵¹ MASSOUDARAB, Amir; REZANOURBAKHSH, Mohammad; MOHAMMADIFAR, Ali. The relationship between hamstring length and gluteal muscle strength in individuals with sacroiliac joint dysfunction. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 2011, vol. 19, no 1, p. 5-10.

¹⁵² CRISWELL, Eleanor. *Cram's introduction to surface electromyography*. 2nd ed. Sudbury: Jones and Barlett Publishers; 2011. 436 p.

¹⁵³ BARRETT, Kim E., et al. *Ganong's review of medical physiology*. McGraw-Hill Education, 23th ed. Mc Graw-Hill; 2016. 714 p.

¹⁵⁴ DE LUCA, Gianluca. *Fundamental concepts in EMG signal acquisition*. 2003. p. 34.

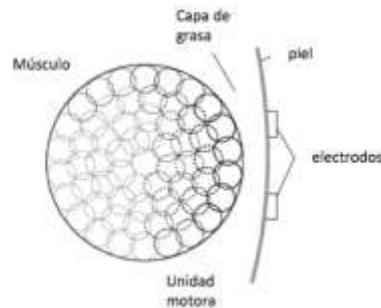
gradualmente y la permeabilidad al potasio continúa, por lo cual el potencial de membrana retorna a su valor de reposo. Posteriormente la membrana celular entra en fase refractaria (momento en el que la célula excitable no responde ante un estímulo y por lo tanto no genera un nuevo potencial de acción), debido en parte a la hiperpolarización por una fuga adicional de potasio en la repolarización. Finalmente, las concentraciones de iones regresan a los niveles de reposo, por la acción de la bomba ATPasa de sodio-potasio la cual funciona transportando el sodio hacia afuera e introduciendo el potasio en contra de su gradiente de concentración¹⁵⁵.

El potencial de acción del nervio motor llega a la placa neuromuscular y por medio de la acción de neurotransmisores de tipo inotrópico como la acetilcolina, despolariza la membrana de la fibra muscular esquelética dando lugar a la contracción muscular. La señal de la EMGs representa la suma espacial y temporal de los potenciales de acción de las unidades motoras individuales producidas durante la contracción muscular, la cual es capturada por electrodos de superficie (figura 1). Debido al tamaño de los electrodos de registro y a su ubicación sobre la piel que recubre el músculo que se desea evaluar, el registro de la EMGs corresponde al de las múltiples unidades motoras que se encuentran debajo del electrodo, así como a otras señales que no son de interés y que se denominan ruido¹⁵⁶.

¹⁵⁵ DE LUCA, Gianluca. Fundamental concepts in EMG signal acquisition. 2003. p. 34.

¹⁵⁶ BARRETT, Kim E., et al. Ganong's review of medical physiology. McGraw-Hill Education, 23th ed. Mc Graw-Hill; 2016. 714 p.

Figura 1. Representación de la suma de potenciales de acción de las unidades motoras individuales



Fuente: Adaptada de (tomada y adaptada de CRISWELL, Eleanor. Cram's introduction to surface electromyography. 2nd ed. Sudbury: Jones and Barlett Publishers; 2011. 436 p.

Existen muchas fuentes de ruido, como por ejemplo la piel, los campos electromagnéticos, los artefactos de movimiento, el ruido generado por aparatos eléctricos que puedan estar en el lugar durante el registro y el fenómeno del *cross-talk*, es decir, la posibilidad de que se registren señales de otros músculos adyacentes^{157,158}. En ocasiones también es un problema las interferencias de la red eléctrica, la cual genera ruido en el rango de los 50 Hz o 60 Hz. Para reducir al máximo el ruido durante el registro EMGs es necesaria una correcta colocación del electrodo de tierra y la utilización de filtros, durante la adquisición digital de la señal, diseñados para eliminar un rango específico de frecuencias, mientras permiten que otras pasen y así poder limitar de alguna manera el espectro de la señal. El rango de frecuencia que es atenuada se llama rechaza banda y el rango que es transmitido se llama pasa banda. En general existen 4 tipos de filtro:

- Pasabaja: que permite el paso de frecuencias por debajo del valor seleccionado.
- Pasa alta: que permite el paso de frecuencias mayores al valor seleccionado.

¹⁵⁷ FOX, Matthew. Effect on hamstring flexibility of hamstring stretching compared to hamstring stretching and sacroiliac joint manipulation. Clinical Chiropractic, 2006, vol. 9, no 1, p. 21-32.

¹⁵⁸ BOGDUK, Nikolai; JOHNSON, Garth; SPALDING, Deborah. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. Clinical Biomechanics, 1998, vol. 13, no 6, p. 377-385.

- Pasa banda: Este filtro permite el paso de frecuencias determinado dentro de un rango mínimo y máximo.
- Rechaza banda: Este filtro bloquea las señales de una frecuencia determinada (es el que se aplica para bloquear el ruido generado por la red eléctrica)¹⁵⁹.

Para poder interpretar la señal EMG se requiere de su cuantificación, para lo cual se extraen de ella datos numéricos que la definan, lo que permite realizar diferentes comparaciones (entre personas, músculos, mediciones sucesivas, etc.). La cuantificación de la señal se puede hacer a través de variables de frecuencia, las cuales muestran el número de ciclos por segundo con que actúan las diferentes unidades motoras que están activas durante la acción que se analiza y de variables de amplitud que muestran la cantidad total de actividad muscular en la unidad de tiempo¹⁶⁰.

Dentro de las medidas de amplitud se encuentra el Root mean square (RMS), el cual mide el poder eléctrico de la señal electromiográfica y corresponde a la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de la muestra de la señal dividido entre el número de muestra en ese intervalo de tiempo, se expresan mV o en μ V. Esta medida no necesita rectificación previa de la señal y se obtiene en períodos de tiempo variables según la actividad que se estudia¹⁶¹.

Los valores de la RMS contienen una información mayor que la media rectificada que consiste en pasar la señal bruta, que es bipolar y en la que se pueden anular entre sí las ondas positivas y negativas, a una señal monopolar; o la señal integrada que corresponde a la cantidad total de actividad muscular en un intervalo de tiempo

¹⁵⁹ VILLARROYA APARICIO, M. Adoración. Electromiografía cinesiología. Rehabilitación, 2005, vol. 39, no 6, p. 255-264.

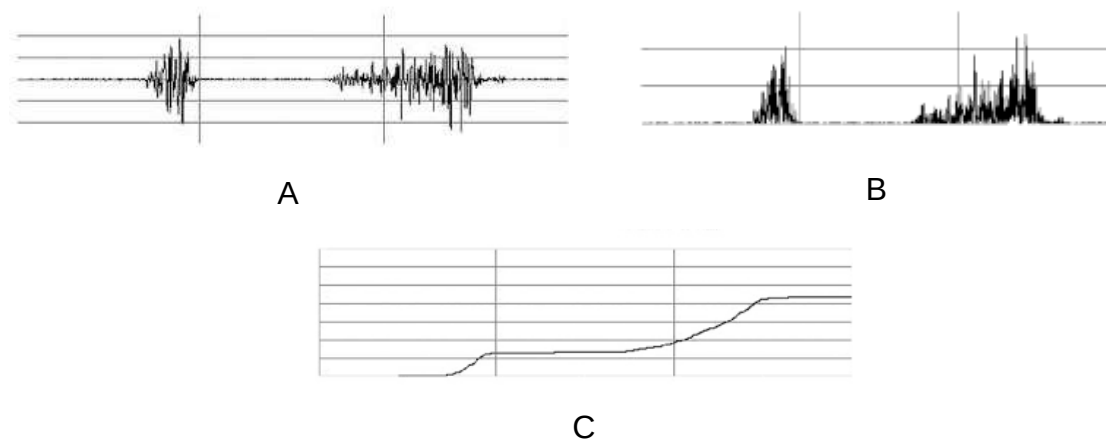
¹⁶⁰ CHAN, Chak K.; TIMOTHY, G. Fu; YEOW, Chen-Hua. Comparison of mean frequency and median frequency in evaluating muscle fiber type selection in varying gait speed across healthy young adult individuals. En 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2016. p. 1725-1728.

¹⁶¹ Ibídem.

y viene dada por el área bajo la curva durante ese intervalo de tiempo¹⁶² (figura 2).

Para la cuantificación de la señal también se encuentra la latencia, la cual es considerada un factor temporal y corresponde al tiempo que toma al impulso eléctrico en alcanzar los electrodos de registro después del inicio de la actividad determinada para la medición. Para el caso de la EMGs se requiere de un evento que determine el momento en el cual se va a realizar la medición, como por ejemplo un marcador de eventos o una célula de carga. El cálculo de la latencia posibilita la realización de comparaciones entre sitios homólogos, entre grupos de personas u otros y permiten determinar si la respuesta muscular esta anticipada o retrasada de acuerdo al caso que se esté estudiando¹⁶³.

Figura 2. Variables de amplitud. A: Señal bruta, B: Señal rectificada, C: Señal integrada



Fuente: VILLARROYA APARICIO, M. Adoración. Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación, 2005, vol. 39, no 6, p. 255-264.

¹⁶² CHAN, Chak K.; TIMOTHY, G. Fu; YEOW, Chen-Hua. Comparison of mean frequency and median frequency in evaluating muscle fiber type selection in varying gait speed across healthy young adult individuals. En 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2016. p. 1725-1728.

¹⁶³ BARRETT, Kim E., et al. Ganong's review of medical physiology. McGraw-Hill Education, 23th ed. Mc Graw-Hill; 2016. 714 p.

Las variables de frecuencia y la amplitud pueden variar de acuerdo con diferentes factores tales como la impedancia, el tipo de fibra muscular, el tipo de contracción muscular y las condiciones de la placa neuromuscular que eventualmente se modifican ante la fatiga metabólica o en procesos patológicos. La impedancia hace referencia a la pérdida de energía asociada a la presencia de los tejidos corporales que se encuentran entre la fibra muscular y el electrodo sobre la piel, los cuales absorben una parte del potencial eléctrico del músculo que es registrado. Por lo cual, entre más gruesa sea la capa que separa el músculo del electrodo y mayor sea su composición lípida, menor será la tasa de conducción eléctrica y menor será la energía muscular registrada¹⁶⁴.

Teniendo en cuenta el tipo de fibra muscular que predomina en el músculo evaluado se podrán ver variaciones en el espectro de frecuencias del registro EMGs, bajos valores de frecuencias reflejan mayor proporción de fibras musculares lentas tipo I y viceversa¹⁶⁵. Las fibras de contracción lenta (tipo I, oxidativas) son de menor diámetro y por lo tanto generan menores niveles de fuerza, toman más de 35 mseg para completar el ciclo despolarización repolarización y se contraen con una frecuencia alrededor de 10 a 20 Hz por lo cual presentan elevada resistencia a la fatiga. Las fibras musculares de contracción rápida (tipo IIx, glucolíticas, fatigables), tienen mayor diámetro y número de miofibrillas por lo que generan mayor fuerza, toman menos de 35 mseg para completar el ciclo despolarización repolarización y se pueden contraer a una frecuencia de 30 a 50 Hz. Finalmente, las fibras musculares de contracción rápida (tipo IIa, resistentes a la fatiga, oxidativas-glucolíticas) presentan rasgos de las dos anteriores, su diámetro es intermedio y presentan más afinidad por el metabolismo aeróbico¹⁶⁶.

¹⁶⁴ BARRETT, Kim E., et al. Ganong's review of medical physiology. McGraw-Hill Education, 23th ed. Mc Graw-Hill; 2016. 714 p.

¹⁶⁵ GONZALEZ-IZAL, Miriam; CADORE, Eduardo Lusa; IZQUIERDO, Mikel. Muscle conduction velocity, surface electromyography variables, and echo intensity during concentric and eccentric fatigue. Muscle & nerve, 2014, vol. 49, no 3, p. 389-397.

¹⁶⁶ BARRETT, Op. cit.

El patrón de actividad en la EMGs también puede diferir de acuerdo con el tipo de contracción muscular que se realiza durante la actividad evaluada. Se ha descrito que los registros de EMGs son mayores en amplitud durante contracciones isométricas, las cuales se usan para el control postural y para la estabilización de las partes axiales durante las actividades. En la contracción concéntrica se pierde el 20% de la eficiencia energética del movimiento debido al acortamiento de la fibra muscular por lo cual estos registros son menores. Finalmente las contracciones excéntricas gastan menos energía, lo cual puede estar asociado a que el trabajo metabólico es menor que en las contracciones concéntricas, por lo cual en el registro EMGs la amplitud es menor para este tipo de contracción^{167,168}.

En cuanto al registro EMGs a nivel de la zona lumbar se ha descrito el fenómeno flexión relajación (FFR): cuando el tronco se flexiona, la contracción excéntrica de los músculos erectores de la columna controla este movimiento y los extensores de cadera e ISQ controlan el movimiento pélvico, adicionalmente, el estiramiento pasivo de los ligamentos y cápsulas posteriores también contribuyen. Se ha postulado que en personas con adecuada estabilidad lumbopélvica al realizar la máxima flexión de tronco el músculo cede el control del peso y estabilización a los elementos pasivos como los ligamentos, discos intervertebrales y fascia toracolumbar y con ello la señal de EMGs es mínima. El FFR se refiere al silencio EMG de la musculatura extensora lumbar al realizar máxima flexión de tronco y su ausencia es una medida objetiva que se ha empleado para caracterizar a personas con DL e inestabilidad lumbopélvica, en quienes se ha detectado la ausencia de silencio EMG probablemente debido a una respuesta protectora para aumentar la estabilidad lumbar, un aumento del número de unidades motoras activas en

¹⁶⁷ GRABINER, Mark M; OWINGS, T. M. EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset. *Experimental brain research*, 2002, vol. 145, no 4, p. 505-511.

¹⁶⁸ DESAI, Hetal Sanjay; BISEN, Rahul Singh. Lumbar flexion relaxation phenomenon in the patients with acute and subacute mechanical low back pain and normal subjects. *International Journal of Research in Medical Sciences*, 2017, vol. 5, no 3, p. 1011-1014.

respuesta al dolor o una alteración del control motor al realizar la flexión de tronco^{169,170}.

Otros cambios reportados en los registros EMGs, son los que se presentan como respuesta al dolor, tales como, aumento en la amplitud al reposo, lo cual se atribuye a que ante la disminución de la fuerza muscular causada por el dolor, las unidades motoras se activan de manera sincrónica¹⁷¹. Los cambios en la actividad EMG se basan en el hecho de que el dolor y el movimiento están fuertemente relacionados. En la fase aguda del dolor, si el sistema nervioso percibe un estímulo nocivo, en respuesta a este cambia el comportamiento motor con el fin de remover la amenaza y reducir el dolor y la lesión; mientras que en el dolor crónico la respuesta motora puede ser menos significativa e innecesaria dado que los cambios fisiológicos y psicológicos causados por el tiempo de evolución del dolor conllevan a una conducta motora que no necesariamente concuerda con las aferencias nociceptivas y el dolor puede no reflejar el daño a los tejidos; además, esta adaptación motora puede no proveer beneficios al sistema musculo esquelético¹⁷².

En concordancia con esto los autores reportan aumento de la actividad EMG durante el reposo en personas con DL, lo cual refuerza la idea de comportamientos maladaptativos, en los cuales estos pacientes mantienen contraídos permanentemente los músculos del tronco para inmovilizar la zona dolorosa durante

¹⁶⁹ COLLOCA, Christopher J.; HINRICHS, Richard N. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 2005, vol. 28, no 8, p. 623-631.

¹⁷⁰ WYTRĄŻEK, Marcin; HUBER, Juliusz; LISIŃSKI, Przemysław. Changes in muscle activity determine progression of clinical symptoms in patients with chronic spine-related muscle pain. A complex clinical and neurophysiological approach. *Functional neurology*, 2011, vol. 26, no 3, p. 141-149.

¹⁷¹ HODGES, Paul W. Pain and motor control: from the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, vol. 21, no 2, p. 220-228.

¹⁷² LIMA, Maicom, et al. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait & posture*, 2018, vol. 61, p. 250-256.

las actividades funcionales¹⁷³. Los autores también mencionan que ante la presencia de dolor se aumenta la activación muscular en los músculos circundantes a la zona lesionada, lo cual puede suceder como mecanismo compensatorio de la estabilidad y la pérdida de fuerza causada por el dolor^{174,175}.

En cuanto a las variables temporales, se ha descrito que, ante la presencia de dolor, los músculos relacionados con la zona dolorosa pueden presentar retrasos en la activación, perdiendo así su capacidad anticipatoria ante los movimientos súbitos, lo que puede conllevar a alteraciones en el control motor^{176,177,178}.

En el anexo A se presenta un resumen de estudios que analizaron cambios en la actividad EMG en presencia de dolor musculoesquelético y algunos de los aspectos neurofisiológicos y biomecánicos mencionados previamente.

¹⁷³ PALSSON, Thorvaldur S.; HIRATA, Rogerio P.; GRAVEN-NIELSEN, Thomas. Experimental pelvic pain impairs the performance during the active straight leg raise test and causes excessive muscle stabilization. *The Clinical journal of pain*, 2015, vol. 31, no 7, p. 642-651.

¹⁷⁴ LI, Yenchen; MCCLURE, Philip W.; PRATT, Neal. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. *Physical therapy*, 1996, vol. 76, no 8, p. 836-845.

¹⁷⁵ SHENOY, Shenoy; BALACHANDER, Hemavathi; SANDHU, Jagdeep Singh. Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 2013, vol. 26, no 4, p. 445-450.

¹⁷⁶ HUNGERFORD, Barbara; GILLEARD, Wendy; HODGES, Paul. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*, 2003, vol. 28, no 14, p. 1593-1600.

¹⁷⁷ GUZMÁN MUÑOZ, Eduardo Enrique; CONCHA CISTERNAS, Yeny Fabiola. Retraso de la latencia de activación de los músculos vasto medial oblicuo y vasto lateral en individuos con síndrome de dolor patelofemoral. *MHSalud*, 2017, vol. 13, no 2, p. 1659-97.

¹⁷⁸ PAYARES, Kelly, et al. Validation in Colombia of the Oswestry disability questionnaire in patients with low back pain. *Spine*, 2011, vol. 36, no 26, p. 1730-1735.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 DISEÑO

Estudio observacional analítico de tipo corte transversal.

3.2 POBLACIÓN DE ESTUDIO

Se seleccionó un grupo de personas de una población a conveniencia, constituida por hombres y mujeres entre 18 y 40 años, residentes en la ciudad de Bucaramanga y su área metropolitana.

3.2.1 Reclutamiento. Las estrategias que fueron empleadas para el reclutamiento de los participantes incluyeron: contacto voz a voz y convocatoria a través de redes sociales (WhatsApp).

3.2.2 Criterios de inclusión y exclusión.

Inclusión

- Para el grupo control:

- Personas sin reporte de episodios de DL.

- Para los grupos de DL y DASI:

- Personas con al menos un episodio de DL durante los últimos 6 meses (continuo o intermitente), entre L1 y el pliegue glúteo.
- Intensidad de dolor menor o igual a 4 según la Escala visual análoga (EVA) al reposo, la palpación y el movimiento en el momento de realizar la medición¹⁷⁹, con el fin de prevenir que la presencia de dolor interfiriera con el

¹⁷⁹ SALECH, M. Felipe; JARA, L. Rafael; MICHEA, A. Luis. Cambios fisiológicos asociados al envejecimiento. Revista Médica Clínica Las Condes, 2012, vol. 23, no 1, p. 19-29.

levantamiento de la carga y pudiera favorecer la aparición de falsos positivos al momento de diagnosticar la disfunción.

- Edad de inclusión hasta los 40 años, debido a que se consideró que los cambios degenerativos asociados al envejecimiento inician en la cuarta década de la vida^{180,181}, cambios que probablemente podrían producir falsos positivos de DASI, asociados a los procesos degenerativos y no a la presencia de disfunción.

Exclusión

Para los 3 grupos de estudio se tuvieron en cuenta los siguientes criterios de exclusión:

- Fibromialgia: Esta es una afección crónica que causa dolor muscular en múltiples partes del cuerpo, lo cual podría haber generado falsos positivos al momento de la aplicación de las pruebas de provocación¹⁸².
- Enfermedades de disco intervertebral diagnosticadas, signos de compresión del nervio ciático (déficit sensorial o motor): Estas condiciones describen un patrón de dolor similar al dolor por DASI por lo cual podría ser un confusor ¹⁸³.
- Mujeres embarazadas o que estén en fase lútea de su ciclo menstrual: Estas dos condiciones inducen laxitud ligamentaria por hormonas, lo que podría generar falsos positivos en las pruebas de provocación de dolor¹⁸⁴. Las mujeres en fase lútea de su ciclo menstrual que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión, fueron citadas a valoración en una fase diferente de su ciclo

¹⁸⁰ MOSHER, Timothy J., et al. Age dependency of cartilage magnetic resonance imaging T2 relaxation times in asymptomatic women. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 2004, vol. 50, no 9, p. 2820-2828.

¹⁸¹ YAGCI, Ilker, et al. Fibromyalgia syndrome in patients with chronic low back pain/Kronik bel agrili hastalarda fibromiyalji sendromu. *Turkish Journal of Rheumatology*, 2010, vol. 25, no 1, p. 37-40.

¹⁸² GALM, Ruth., et al. Sacroiliac joint dysfunction in patients with imaging-proven lumbar disc herniation. *European spine journal*, 1998, vol. 7, no 6, p. 450-453.

¹⁸³ SZADEK, Karolina M., et al. Diagnostic validity of criteria for sacroiliac joint pain: a systematic review. *The Journal of pain*, 2009, vol. 10, no 4, p. 354-368.

¹⁸⁴ MEJÍA, Gabriel Enrique, et al. Dolor de la articulación sacroilíaca: Anatomía, Diagnóstico y Tratamiento. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 2008, vol. 15, no 3, p. 170-180.

menstrual. Para cumplir con este criterio al momento del contacto inicial con la participante, se indagó acerca de la fecha del primer día de su última menstruación y de acuerdo a esta fecha se programó la cita teniendo en cuenta que se encontrara dentro de los primeros 14 días de su ciclo menstrual.

- Enfermedad sacroilíaca diagnosticada: Esta condición usualmente está asociada a afecciones degenerativas o traumáticas de la ASI, dentro de las que se debe considerar la presencia de alteraciones estructurales en la articulación¹⁸⁵.

Estos criterios se verificaron preguntando directamente al participante al momento del reclutamiento.

3.3 GRUPOS DE ESTUDIO

Para el presente estudio se conformaron tres grupos de evaluación.

3.3.1 Grupo de DL. En este grupo se incluyeron los participantes con DL que al realizar las pruebas de provocación de dolor obtuvieron un resultado negativo para el diagnóstico de DASI.

3.3.2 Grupo DASI. En este grupo se incluyeron los participantes con DL con diagnóstico positivo de DASI, el cual se determinó a partir de la aplicación de las pruebas de provocación de dolor y se estableció el diagnóstico si 3 test fueron positivos^{186,187,188}.

¹⁸⁵ MEJÍA, Gabriel Enrique, et al. Dolor de la articulación sacroilíaca: Anatomía, Diagnóstico y Tratamiento. Revista de la Sociedad Española del Dolor, 2008, vol. 15, no 3, p. 170-180.

¹⁸⁶ ARAB, Amir Massoud, et al. Inter-and intra-examiner reliability of single and composites of selected motion palpation and pain provocation tests for sacroiliac joint. Manual Therapy, 2009, vol. 14, no 2, p. 213-221..

¹⁸⁷ BROADHURST, Norman A.; BOND, Malcolm J. Pain provocation tests for the assessment of sacroiliac joint dysfunction. Journal of spinal disorders, 1998, vol. 11, no 4, p. 341-345.

¹⁸⁸ STATA CORP. Stata statistical software. T.X: StataCorp LP; 2016.

3.3.3 Grupo control. En este grupo se incluyeron participantes sin DL, del mismo rango de edad que los integrantes de los grupos de DL y DASI

3.4 TAMAÑO DE MUESTRA

El cálculo del tamaño de muestra se realizó, teniendo en cuenta los datos obtenidos en el estudio realizado por Arab et al., 2011¹⁸⁹, en el cual se midió la longitud muscular de isquiotibiales en personas entre 20 y 65 años con y sin DASI (tabla 4), aplicando un poder del 80%, un nivel de significancia del 5% y una razón 1:1, usando el test para comparación de medias, más la desviación estándar. El cálculo se realizó mediante el software estadístico y de análisis de datos STATA IC 14.0¹⁹⁰. El resultado obtenido fue de 38 participantes por grupo.

Tabla 4. Datos tomados del estudio de Arab et al. 2011, para cálculo de tamaño de muestra.

GRUPOS DE ESTUDIO	LONGITUD MUSCULAR (°) DL + DASI	
Con debilidad glútea	Promedio ± DE	158 ± 11,26
	N	35 (66%)
Sin debilidad glútea	Promedio ± DE	165 ± 10,26
	N	18 (34%)
	Valor de P	0,04

3.5 VARIABLES DE ESTUDIO

Para el presente estudio se eligió como variable dependiente principal la longitud muscular, por ser un aspecto que siempre se ha relacionado con la presencia de DL y en la literatura aún no se encuentra claridad respecto al papel que tienen las

¹⁸⁹ MASSOUDARAB, Amir; REZANOURBAKSH, Mohammad; MOHAMMADIFAR, Ali. The relationship between hamstring length and gluteal muscle strength in individuals with sacroiliac joint dysfunction. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 2011, vol. 19, no 1, p. 5-10.

¹⁹⁰ HEYWARD, Vivian H. Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio. 5th ed. Panamericana EM, editor. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006. 254 p.

retracciones en la generación o perpetuación de este; asimismo, es un aspecto que no ha sido estudiado en las personas con DASI, lo cual otorga la base para sustentar la hipótesis del presente estudio.

Para la determinación de las variables dependientes secundarias se tuvieron en cuenta otros aspectos relevantes que pudieran estar relacionados con la presencia de DASI y que no han sido estudiados de manera diferencial con el DL, como lo son la actividad EMG, el dolor y la funcionalidad.

Como variables independientes del presente estudio se determinó que el grupo fuera la principal, debido a que se quiso establecer las diferencias en el comportamiento de las variables dependientes ante la presencia de DASI. Finalmente, como variables independientes secundarias o covariables se eligieron aquellas que han sido reportadas en la literatura como aspectos que pueden estar relacionadas con el DL o las retracciones y que, en un momento determinado, también podrían favorecer la presencia de DASI (tabla 5).

Tabla 5. Resumen de las variables de estudio.

Variable dependiente principal	Longitud muscular medida a través de test convencionales basados en el registro de medidas angulares y medidas longitudinales, los cuales reflejan la capacidad del músculo para elongarse a través de las articulaciones que atraviesa.
Variables dependientes secundarias explicadas por la variable independiente	EMGs Dolor Funcionalidad
Variable independiente principal	Grupo: Dolor lumbar, DASI y control.
Variables independientes secundarias, explicatorias de la variable de salida principal	Nivel de Actividad física Variables ocupacionales Variables Sociodemográficas Variable antropométrica

A continuación, se describen de manera detallada las variables incluidas en el estudio y la forma en que fueron medidas (anexo B).

3.5.1 Longitud muscular. “La flexibilidad es la capacidad de mover una articulación, o una serie de articulaciones, con fluidez a través de la amplitud de movimiento completa sin causar una lesión”¹⁹¹. Para su evaluación se han descrito diferentes pruebas, cuyos resultados pueden darse en grados con un goniómetro universal, cuando se mide la rotación de la articulación que atraviesa el músculo valorado o en centímetros cuando se mide la distancia entre dos puntos de referencia^{192,193}. A continuación, se describe cómo se realizó la evaluación de la longitud muscular en los grupos musculares incluidos en el presente estudio.

- **Músculo Dorsal Ancho:** Aunque no existe una prueba específica para la valoración de la longitud muscular del DA, se ha descrito que la disminución del arco de flexión de hombro con la zona lumbar adosada a la superficie, indica un posible acortamiento de este músculo¹⁹⁴. La evaluación se realizó, mediante la medición del ángulo de flexión de hombro, siguiendo la técnica descrita por Norkin¹⁹⁵ cuyo rango esperado está entre 170° y 180°. Según Kolber et al., 2012, esta medición tiene un coeficiente de correlación intraclase (CCI) 0,87 para reproducibilidad intraevaluador, con un error de la medición de 3,6° y un cambio

¹⁹¹ GONZÁLEZ MONTESINOS, José Luis, et al. Propuesta de tests de evaluación de la movilidad articular y estudio de los acortamientos musculares en una población universitaria. *Revista Española de Educación Física y Deportes*, 2009, no 384, p. 63–77.

¹⁹² BASMAJIAN, John V.; DE LUCA, Carlo J. *Muscles alive*. 5th. Williams and Wilkins, 1985, p. 60-64.

¹⁹³ GONZÁLEZ MONTESINOS, Op. cit.

¹⁹⁴ NORKIN, Cynthia C.; WHITE, D. Joyce. *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. 3rd ed. F.A Davis company; 2003.

¹⁹⁵ KOLBER, Morey J.; HANNEY, William J. The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer: a technical report. *International journal of sports physical therapy*, 2012, vol. 7, no 3, p. 306-13.

mínimo detectable de 10°; y un CCI 0,92 para la reproducibilidad interevaluador, un error estándar de 2,9° y un cambio mínimo detectable de 8°¹⁹⁶.

- **Bíceps femoral:** El BF es un músculo que hace parte del grupo de los ISQ, los cuales poseen orígenes y acciones similares; por lo tanto, la evaluación de la longitud de todo el grupo de los ISQ es un indicador del grado de flexibilidad del BF. Para el presente estudio la valoración se realizó a través del test de extensión pasiva de rodilla 90-90, en la cual se considera que la longitud muscular está dentro de parámetros normales si la extensión de la rodilla se encuentra entre 20 y 0°.¹⁹⁷ Las propiedades psicométricas de este test reportan una reproducibilidad interevaluador CCI= 0,98; 95% e interevaluador CCI = 0.93; 95%¹⁹⁸.
- **Músculos Espinales:** La longitud muscular de los ES se realizó a través del Test de Schober, el cual mide el movimiento de la columna lumbar al realizar flexión anterior de tronco, utilizando dos puntos de referencia previamente marcados, considerando 5 cm de distancia entre los puntos de referencia como indicador de longitud muscular normal. La validez del test de Schober comparado con las radiografías se determinó como fuerte ($r = 0.90$) en el estudio de Macrae y Wright¹⁹⁹ y Moderada ($r = 0,68$) en el estudio de Rahali-Khachlouf et al., quienes además reportaron una reproducibilidad excelente; con un CCI=0.96 intraevaluador y un CCI=0.90 para interevaluador²⁰⁰.

¹⁹⁶ AYALA RODRÍGUEZ, Francisco, et al. Pruebas angulares de estimación de la flexibilidad isquiosural: descripción de los procedimientos exploratorios y valores de referencia. Revista Andaluza de Medicina del Deporte, 2013, vol. 6, no 3, p. 120-128.

¹⁹⁷ AYALA, Francisco, et al. Pruebas angulares de estimación de la flexibilidad isquiosural: análisis de la fiabilidad y validez. Revista Andaluza de Medicina del Deporte, 2012, vol. 5, no 2, p. 67-74.

¹⁹⁸ MACRAE, I. F.; WRIGHT, V. Measurement of back movement. Annals of the rheumatic diseases, 1969, vol. 28, no 6, p. 584-589.

¹⁹⁹ RAHALI-KHACHLOUF, Hajer, et al. Validité et reproductibilité des mesures cliniques rachidiennes dans la spondylarthrite ankylosante. En Annales de réadaptation et de médecine physique. Elsevier Masson, 2001. p. 205-212.

²⁰⁰ COSTA, Marcus Vinícius Chaffim. Compressão de sinais de eletromiografia explorando correlação bidimensional. 2008.

Para el análisis de los datos se dicotomizó la variable longitud muscular en: personas sin retracción, si las mediciones se encontraban dentro de los parámetros de referencia considerados normales y personas con retracción teniendo en cuenta los siguientes puntos de corte:

- Dorsal ancho: ángulo de flexión de hombro $<170^{\circ}$
- Bíceps femoral: ángulo de extensión de rodilla $>20^{\circ}$ en el test de extensión pasiva de la rodilla 90 - 90.
- Espinales: Desplazamiento <5 cm entre los puntos de referencia durante la flexión de tronco.

3.5.2 Actividad electromiográfica. Es la medida de la actividad eléctrica generada en el músculo esquelético²⁰¹. Se registró la actividad EMG de los músculos analizados para el presente estudio, durante la actividad de levantamiento simétrico de una carga, la cual fue seleccionada debido a que es una actividad que se realiza en la vida diaria, en la que se ven involucrados los tres músculos de interés para el presente estudio, además que se ha descrito que el levantamiento de cargas a través de esta postura genera un menor pico de fuerza compresiva sobre L5/S1, permite que la carga quede posicionada más cerca del cuerpo, produce menos tensión sobre los ligamentos de la espalda y puede minimizar los requerimientos de fuerza globales^{202,203}, lo cual hace que su ejecución sea segura en personas con DL.

Del registro EMG obtenido se tuvieron en cuenta las siguientes variables:

²⁰¹ PINTO, Rodrigo; CÓRDOVA, Víctor. Técnica de Levantamiento Manual de Carga: Actualización de Algunos Conceptos Biomecánicos y Fisiológicos. Ciencia & trabajo, 2009, vol. 11, no 34., p. 193–196.

²⁰² GIL, Sthephany; MACUACÉ, María del Pilar y OROZCO, Ana Yibell. Análisis biomecánico de tres posiciones diferentes para agacharse a recoger un objeto. Escuela Nacional del Deporte; 2010.

²⁰³ THE SENIAM PROJECT (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [En línea]. (Recuperado en 15 febrero 2019). Disponible en: <http://www.seniam.org>

- Latencia: Corresponde al tiempo transcurrido entre el levantamiento de la carga, determinado por una célula de carga ubicada bajo esta y el inicio de la activación muscular en segundos (seg), del DA, BF y EE²⁰⁴. Para la obtención de este dato se sustrajo el tiempo transcurrido entre el inicio y el final de la actividad muscular, del tiempo transcurrido entre el registro de la célula de carga hasta el final de la actividad muscular.
- Amplitud Root Mean Square (RMS): El RMS es una variable de amplitud que mide la cantidad de energía muscular que se requiere para la realización de una acción²⁰⁵. Este valor fue normalizado con la contracción voluntaria submáxima (CVS) del participante y para el análisis de la señal se utilizó una ventana de estimación de 100 ms. Para la amplitud RMS se analizaron los datos de la actividad total y por fases para comparar el comportamiento de los músculos en cada una de ellas, estas fases fueron (figura 3):

Fase 1: Fase de reposo, 3 segundos en bípedo, con las piernas separadas al ancho de la pelvis con los miembros superiores suspendidos a los lados del cuerpo. Durante esta fase la espalda se encuentra recta; los músculos antigravitatorios (extensores de columna), realizan una contracción concéntrica sostenida para mantener la posición, en MMII la cadera se encuentra en neutro, las rodillas en extensión donde actúa como agonista el cuádriceps en una contracción sostenida y como antagonista los músculos ISQ.

Fase 2: Fase de flexión, desde que el participante se inclina a levantar la caja, movimiento durante el cual realiza, flexión de rodillas, flexión de caderas, flexión de tronco y flexión de hombros, con codos extendidos, deteniéndose al momento de

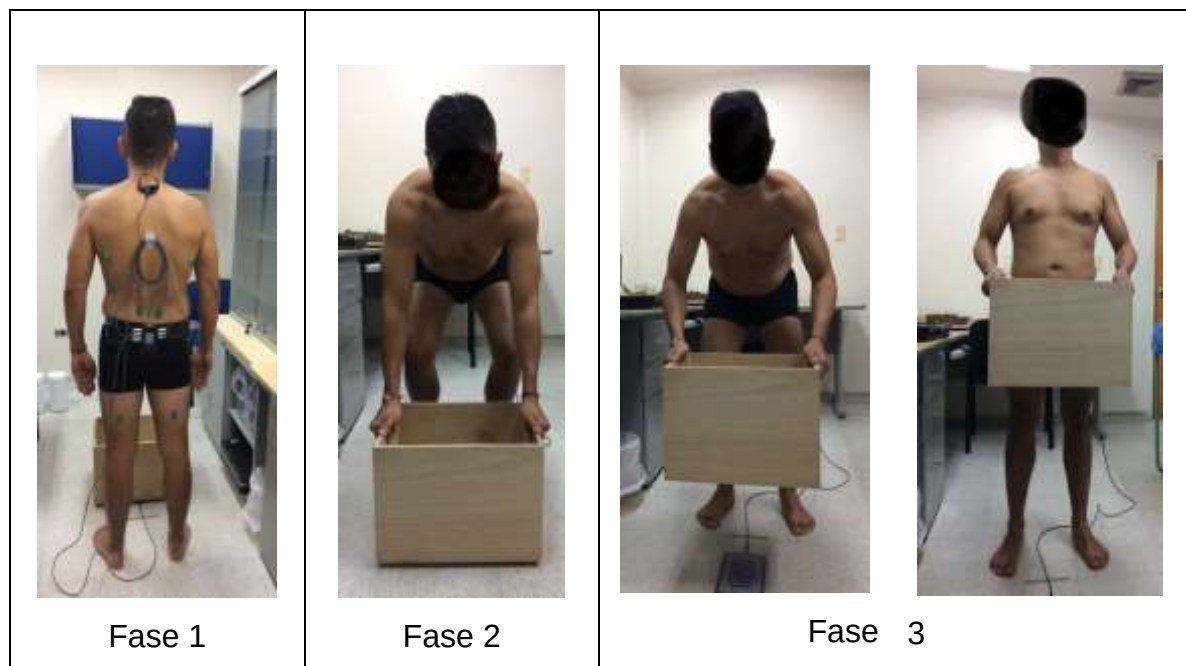
²⁰⁴ DANKAERTS, W. O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. J Electromyogr Kinesiol, 2004, vol. 14, p. 333-342.

²⁰⁵ CHAN, Chak K.; TIMOTHY, G. Fu; YEOW, Chen-Hua. Comparison of mean frequency and median frequency in evaluating muscle fiber type selection in varying gait speed across healthy young adult individuals. En 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2016. p. 1725-1728.

asir la caja de unas agarraderas laterales para iniciar el levantamiento; hasta el instante en que la célula de carga registra el despegue de la caja. Durante esta fase los músculos evaluados se encuentran en contracción excéntrica actuando sobre las articulaciones mencionadas para controlar la velocidad del descenso.

Fase 3: Fase de extensión, desde el momento en que la caja se despegue de la célula de carga hasta retornar a la posición bípeda inicial, con extensión de hombros con codos flexionados, de tal manera que el borde superior de la caja se posicione al nivel de las crestas iliacas. Durante esta fase los músculos evaluados realizan contracción concéntrica para retornar a la posición erecta.

Figura 3. Fases para el levantamiento de la carga.



Dankaerts et al., compararon la reproducibilidad durante contracciones isométricas voluntarias máximas y submáximas (CVM/CVS) en personas con DL crónico. Los resultados obtenidos mostraron una excelente reproducibilidad intra-diaria con CCI entre 0.75 y 0.98 para la musculatura extensora de tronco, además postulan que la CVS es más confiable en poblaciones con dolor y es más sensible cuando se evalúa

niveles bajos de actividad muscular²⁰⁶. En otro estudio se evaluó la reproducibilidad intra e inter sesiones en sujetos sanos para el EE lumbar, encontrando un CCI entre 0,68 y 0,90, lo que concluye que la reproducibilidad de la EMG para músculos espinales es buena²⁰⁷.

Fauth et al.,s, evaluaron la reproducibilidad dentro de la misma sesión al realizar pruebas isométricas y dinámicas de isquiotibiales, reportando un CCI entre 0,80 y 0,90²⁰⁸. Para el músculos DA, Rota et al., evaluaron la reproducibilidad interdiaria, comparando la máxima contracción isométrica voluntaria con flexiones de pecho y encontraron un CCI de 0.84 (0.69-0.93)²⁰⁹.

3.5.3 Intensidad del dolor. Es la estimación cuantitativa de la severidad o magnitud del dolor percibido²¹⁰. Fue evaluado al reposo, a la palpación y durante la realización de la actividad propuesta para el análisis EMG en este estudio, para su valoración se usó la EVA^{211,212,213}, que consta de una línea de 10 cm, donde su extremo izquierdo corresponde a nada de dolor y el extremo derecho corresponde al máximo dolor percibido. Esta escala ha mostrado una buena reproducibilidad con un CCI=

²⁰⁶ CZAPROWSKI, Dariusz, et al. Reliability of measurements of the extension-flexion ratio with surface EMG. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 2015, vol. 28, no 4, p. 827-832.

²⁰⁷ FAUTH, McKenzie L., et al. Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2010, vol. 24, no 4, p. 1131-1137.

²⁰⁸ ROTA, Samuel, et al. Reliability of EMG normalisation methods for upper-limb muscles. *Journal of sports sciences*, 2013, vol. 31, no 15, p. 1696-1704.

²⁰⁹ JENSEN, Mark P.; KAROLY, Paul; BRAVER, Sanford. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain*, 1986, vol. 27, no 1, p. 117-126.

²¹⁰ LOACH, Alan B., et al. *Bonica's Management of Pain*, 3rd Edn. John D. Loeser (editor). 2001. 1484 p.

²¹¹ JENSEN, Mark P., et al. Comparative reliability and validity of chronic pain intensity measures. *Pain*, 1999, vol. 83, no 2, p. 157-162.

²¹² JENSEN, Mark P.; CHEN, Connie; BRUGGER, Andrew M. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *The Journal of pain*, 2003, vol. 4, no 7, p. 407-414.

²¹³ BOONSTRA, Anne M., et al. Reliability and validity of the visual analogue scale for disability in patients with chronic musculoskeletal pain. *International journal of rehabilitation research*, 2008, vol. 31, no 2, p. 165-169.

0.60 a 0.77²¹⁴. La validez convergente de la EVA comparada con otras 5 escalas que miden intensidad de dolor presenta una correlación de entre $r = 0.70-0.88$ ²¹⁵. Dado a que el dolor máximo permitido para realizar las mediciones era de 4, lo que corresponde a dolor leve, para el análisis de los datos se dicotomizó la variable en sin dolor (EVA=0) y con dolor (EVA≥1).

3.5.4 Funcionalidad. Es la capacidad que tiene el individuo de desarrollar las actividades funcionales de la vida diaria. Se evaluó mediante la aplicación de la escala de discapacidad por DL de Oswestry en español (Anexo C)^{216,217}. La validez convergente del Oswestry comparado con el Índice de discapacidad por dolor, presenta una alta correlación ($r=0.83$)²¹⁸ y presenta valores buenos de reproducibilidad con un CCI=0.83²¹⁹ y 0.92^{220,221} y la reproducibilidad intraevaluador presenta rangos buenos con un CCI= 0.70 y 0.80²²².

Los resultados de Oswestry se categorizaron según la siguiente escala:

0-20 %: Discapacidad leve

21-40%: Discapacidad moderada

²¹⁴ ALCÁNTARA-BUMBIEDRO, Serafina, et al. Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación*, 2006, vol. 40, no 3, p. 150-158.

²¹⁵ JENSEN, Mark P., et al. Comparative reliability and validity of chronic pain intensity measures. *Pain*, 1999, vol. 83, no 2, p. 157-162.

²¹⁶ SALECH, M. Felipe; JARA, L. Rafael; MICHEA, A. Luis. Cambios fisiológicos asociados al envejecimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 2012, vol. 23, no 1, p. 19-29.

²¹⁷ GRÖNBLAD, Mats, et al. Intel-correlation and test-retest reliability of the pain disability index (PDI) and the Oswestry disability questionnaire (ODQ) and their correlation with pain intensity in low back pain patients. *The Clinical journal of pain*, 1993, vol. 9, no 3, p. 189-195.

²¹⁸ MANTILLA TOLOZA, Sonia C. y GÓMEZ-CONESA, Antonia. El Cuestionario Internacional de Actividad Física. Un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 2007, vol. 10, no 1, p. 48-52.

²¹⁹ *Ibídem*.

²²⁰ SALECH, M. Felipe; JARA, L. Rafael; MICHEA, A. Luis. Cambios fisiológicos asociados al envejecimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 2012, vol. 23, no 1, p. 19-29.

²²¹ GRÖNBLAD, Mats, et al. Intel-correlation and test-retest reliability of the pain disability index (PDI) and the Oswestry disability questionnaire (ODQ) and their correlation with pain intensity in low back pain patients. *The Clinical journal of pain*, 1993, vol. 9, no 3, p. 189-195.

²²² SALECH, Op. cit.

41-60%: Discapacidad severa
61-80 %: Discapacidad máxima
>80%: Confinado en cama

3.5.5 Grupos de estudio.

- **Grupo Dolor lumbar:** conformado por personas que hayan presentado en los últimos 6 meses algún episodio de dolor entre L1 y el pliegue glúteo.
- **Grupo DASI:** Conformado por personas con DL y diagnóstico positivo para DASI, obtenido a través del régimen multitest.
- **Grupo control:** Conformado por personas sin DL.

3.5.6 Nivel de actividad física (AF). Se evaluó a través del dominio de AF relacionada con la recreación, el deporte y el tiempo libre, del Cuestionario Internacional de AF IPAQ (sigla tomada del inglés, International Physical Activity Questionnaire) (Anexo D). El IPAQ muestra una reproducibilidad de 0,65 ($r = 0,76$; IC 95%: 0,73-0,77). Los coeficientes de validez observados entre las formas IPAQ, sugieren que ambas versiones, larga y corta, tienen una concordancia razonable ($r=0,67$; IC 95%: 0,64-0,70)²²³. Adicionalmente, se calculó el cumplimiento de las recomendaciones de AF según la OMS 2014 (150 minutos semanales de AF moderada vigorosa)²²⁴.

3.5.7 Variables ocupacionales. Son el conjunto de requerimientos físicos, a los que está sometida una persona durante sus ocupaciones diarias. Tiene en cuenta el trabajo muscular estático y dinámico. La carga estática viene determinada por las posturas, mientras que la carga dinámica está determinada por el esfuerzo

²²³ ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD - OMS. Recomendaciones Mundiales Sobre Actividad Física para la Salud. Ginebra, Suiza: OMS; 2014. 58 p.

²²⁴ PALACIO BETANCOURT, Diego. Guía de Atención Integral Basada en la Evidencia para Dolor Lumbar Inespecífico y Enfermedad Discal Relacionados con la Manipulación Manual de Cargas y otros Factores de Riesgo en el Lugar de Trabajo (GATI-DLI-ED)(Vol. 2007). 2010. 135 p.

muscular, los desplazamientos y el manejo de cargas²²⁵, en el estudio se tuvieron en cuenta las siguientes:

- **Tiempo en sedente:** 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 versión corta²²⁶.
- **Movimientos repetitivos:** Es un grupo de movimientos continuos mantenidos durante un trabajo que implica la acción conjunta de los músculos, los huesos, las articulaciones y los nervios de una parte del cuerpo. El movimiento repetitivo se da cuando se produce alguna de las dos características siguientes:
 - El ciclo principal que se repite tiene una duración inferior a los 30 segundos.
 - Más del 50 por ciento del ciclo repetitivo es invertido para el movimiento²²⁷.Se preguntó al participante si durante su jornada de labores diaria realizó movimientos de flexión y rotación de tronco con las características descritas.
- **Manipulación de cargas:** La manipulación manual de cargas es cualquier actividad en la que se necesite ejercer el uso de fuerza por parte de una o varias personas, mediante las manos o el cuerpo, con el objeto de elevar, bajar, transportar o agarrar cualquier carga²²⁸. Se preguntó al participante si durante sus actividades diarias realizó actividades tales como levantar, colocar, traccionar o desplazar objetos de más de 3 kg.²²⁹.

²²⁵ NOGAREDA, Silvia y CANOSA, M. "NTP 477: Levantamiento manual de cargas: ecuación del NIOSH." Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales/Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, Madrid, Spain (1998).

²²⁶ ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD - OMS. Recomendaciones Mundiales Sobre Actividad Física para la Salud. Ginebra, Suiza: OMS; 2014. 58 p.

²²⁷ NOGAREDA, Op. cit.

²²⁸ Ibídem.

²²⁹ SHIRI, Rahman, et al. The role of obesity and physical activity in non-specific and radiating low back pain: the Young Finns study. En Seminars in arthritis and rheumatism. WB Saunders, 2013. p. 640-650.

Las variables movimientos repetitivos y manipulación de cargas, se presentaron de forma dicotómica como SI o NO, de acuerdo a si el participante reportaba o no la condición descrita previamente.

3.5.8 Variables sociodemográficas.

- **Edad:** Se registró la edad en años cumplidos.
- **Género:** Se registró de acuerdo con la clasificación genotípica, como Femenino o Masculino.

3.5.9 Variable antropométrica.

- **Perímetro abdominal:** Se registró la medida de la circunferencia de cintura, tomada debajo de la última costilla flotante a nivel del ombligo y se registró en centímetros (cm). El aumento del perímetro abdominal se conoce como obesidad central y se ha asociado con un incremento en la incidencia de DL irradiado²³⁰. La adiposidad central conlleva a desplazamiento anterior e inferior del centro de masa y al aumento de las fuerzas compresivas a nivel de L5-S1²³¹. Se clasificó como normal <94 cm para hombres y < 80 cm para mujeres; aumentado entre 94 y 101.9 cm para hombres y entre 80 y 87,9 cm para mujeres y obeso ≥ 102 cm para hombres y ≥ 88 cm para mujeres²³². Para el análisis de los datos se dicotomizó la variable como obeso, si la medición correspondía a los parámetros de referencia descritos y no obeso.

²³⁰ PRYCE, Robert; KRIELLAARS, Dean. Body segment inertial parameters and low back load in individuals with central adiposity. *Journal of biomechanics*, 2014, vol. 47, no 12, p. 3080-3086.

²³¹ MOSHER, Timothy J., et al. Age dependency of cartilage magnetic resonance imaging T2 relaxation times in asymptomatic women. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 2004, vol. 50, no 9, p. 2820-2828.

²³² PRYCE, Op. cit.

3.6 PROCEDIMIENTOS

El proyecto de investigación se llevó a cabo en tres etapas (Figura 4): Prueba piloto (precedida por la estandarización de los procedimientos de evaluación), etapa de selección y reclutamiento; y desarrollo de la propuesta.

Figura 4. Etapas del estudio y descripción de prueba piloto.



3.6.1 Estandarización de los procedimientos de evaluación. La estandarización se realizó con 5 personas sanas. La evaluadora fue una fisioterapeuta, estudiante de Maestría en fisioterapia, con 16 años de experiencia clínica, con entrenamiento en los procedimientos de evaluación ya mencionados. Además, en cada valoración se contó con el apoyo de una fisioterapeuta estudiante de la maestría en

Fisioterapia, entrenada en los procedimientos de medición, quien apoyó la realización de las valoraciones, realizando actividades como preparación de insumos, marcación y posicionamiento del participante para las mediciones, preparación de la piel y tricotomización para el registro EMG, y registro de la información.

- Evaluación de la intensidad del dolor: En el formato de registro (anexo E), los participantes reportaron el tiempo de evolución y la intensidad del dolor al reposo, a la palpación sobre la ASI (área de 3 x 10 cm medial e inferior de la EIPS) y durante el levantamiento de una carga (anexo F). En cada momento se pidió a los participantes marcar en la EVA, un punto en el lugar que mejor describía la intensidad de su dolor.
- Evaluación de la funcionalidad: Se diligenció el formato “Escala de discapacidad por DL de Oswestry” (anexo C). Para su aplicación se explicó a los participantes la importancia de evaluar la funcionalidad evocando el último momento en que tuvo dolor y de contestar con total sinceridad las preguntas allí consignadas, seleccionando la opción que mejor respondía a cada una de las preguntas.
- Evaluación de la longitud muscular. Cada medición se realizó 2 veces con un período de descanso de 1 minuto entre cada una, el resultado final de la flexibilidad fue el promedio de las mediciones y se realizaron en el siguiente orden.

Músculo Dorsal ancho: El participante se ubicó en decúbito supino con la cabeza alineada con el borde superior de la camilla, pasivamente la evaluadora realizó el movimiento de flexión en hombro con codo extendido, antebrazo y muñeca en neutro, hasta notar un cambio en la curvatura lumbar, una abducción del ángulo inferior de la escapula o cuando el participante refirió tensión o molestia. La fisioterapeuta de apoyo, tomó el máximo arco de movimiento con el goniómetro universal, ubicando el eje sobre el acromion, que correspondía a la proyección del punto central de la cabeza humeral, el brazo fijo del goniómetro se posicionó en la

línea media axilar, mientras que el brazo móvil se posicionó en dirección al epicóndilo lateral del húmero, el registro correspondió al ángulo formado entre la posición inicial y la posición final de flexión²³³.

Músculos Isquiotibiales: El test de extensión pasiva de rodilla 90- 90 se aplicó teniendo en cuenta las recomendaciones del estudio de Hamid et al., cada participante adoptó la posición decúbito supino, flexionando la articulación de la cadera a 90°, con ayuda de un aditamento ubicado en la cara anterior del muslo por evaluar, que le impedía al participante pasar de este ángulo; en el miembro contralateral se utilizó una reata con velcro para sujetarlo a la camilla. La evaluadora realizó pasivamente el movimiento hacia la extensión de la rodilla, sin que el participante refiriera dolor ni modificara la postura en el tronco o en el miembro inferior contralateral. La fisioterapeuta de apoyo posicionó el goniómetro en la articulación de la rodilla, teniendo como referencia, para el fulcro del goniómetro el cóndilo lateral del fémur, el brazo fijo con dirección hacia el trocánter mayor del fémur y el brazo móvil hacia el maléolo lateral se tomó como resultado el ángulo restante para llegar a la extensión completa²³⁴.

Músculos Espinales: Para efectuar el test de Schober se siguieron las recomendaciones de Rezvani et al., con el participante de pie, el examinador posicionó sus pulgares sobre las EIPS y marcó el punto medio entre estas dos estructuras, en este punto se colocó el cero de la cinta métrica y se desplazó 10 cm superior de la marca inicial y se marcó un nuevo punto, la diferencia de las mediciones en posición erguida y a la flexión anterior de tronco indicaban la cantidad de movimiento de la columna lumbar²³⁵.

²³³ KOLBER, Morey J.; HANNEY, William J. The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer: a technical report. *International journal of sports physical therapy*, 2012, vol. 7, no 3, p. 306-13.

²³⁴ REZVANI, Aylin, et al. Validity and reliability of the metric measurements in the assessment of lumbar spine motion in patients with ankylosing spondylitis. *Spine*, 2012, vol. 37, no 19, p. 1189-1196.

²³⁵ BIOMECH. Manual de usuario Biometrics MiniDatalog MWX8.

Posterior a la valoración de la longitud muscular se hizo el registro de la sensación final (*end feel*), la cual describía las características de la restricción que limita el margen de la movilidad articular, en caso que alguno presentara una sensación final diferente a la esperada para la articulación evaluada sería excluido del estudio.

- Medición de la actividad EMG: Para la realización de la prueba 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^{236,237}.

Previo a la colocación de los electrodos se realizó un proceso de limpieza de la piel con alcohol y tricotomización²³⁸. Los electrodos se ubicaron de acuerdo al músculo analizado de la siguiente manera:

²³⁶ SACCO, Isabel CN, et al. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. Journal of neuroscience methods, 2009, vol. 180, no 1, p. 133-137.

²³⁷ HERMENS, Hermie J., et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and Kinesiology, 2000, vol. 10, no 5, p. 361-374.

²³⁸ BEAUDETTE, Shawn M.; UNNI, Rudy; BROWN, Stephen HM. Electromyographic assessment of isometric and dynamic activation characteristics of the latissimus dorsi muscle. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2014, vol. 24, no 3, p. 430-436.

- Para el músculo DA, 3 cm lateral y caudalmente al ángulo inferior de la escapula²³⁹.
- Para el músculo BF, en el punto medio entre la línea formada entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia²⁴⁰.
- Para los ES, el registro se realizó sobre el EE, por tratarse de un grupo muscular en el cual los dos músculos más laterales, de los 3 que lo conforman, a menudo se encuentran fusionados en la región lumbosacra²⁴¹, constituyendo un músculo grande que ofrece registros EMG de gran calidad, según se pudo establecer en la estandarización de los procedimientos, los electrodos se posicionaron 4 cm lateral de los procesos espinosos L3-L4²⁴²,.

Posterior a la colocación de los electrodos se procedió a realizar el registro de la CVS para cada uno de los músculos del estudio, a través del examen muscular manual descrito por Kendall²⁴³. La CVS se registró durante una contracción isométrica de 5 segundos²⁴⁴ y se realizó en 3 ocasiones, con un periodo de descanso entre las pruebas de 1 minuto, con el fin de evitar la aparición de la fatiga muscular, el valor máximo del RMS entre las 3 repeticiones, fue el empleado para la normalización de los resultados.

La prueba realizada para cada músculo se describe a continuación:

²³⁹ BOETTCHER, Craig E.; GINN, Karen A.; CATHERS, Ian. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of orthopaedic research*, 2008, vol. 26, no 12, p. 1591-1597.

²⁴⁰ DANKAERTS, W. O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J Electromyogr Kinesiol*, 2004, vol. 14, p. 333-342.

²⁴¹ WILLARD, Frank H., et al. "The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations." *Journal of anatomy* 221, no. 6 (2012), p. 507-536.

²⁴² 19

²⁴³ VLEEMING, Andry, et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 1995, vol. 20, no 7, p. 753-758.

²⁴⁴ WATERS, Thomas R.; PUTZ-ANDERSON, Verm y GARG, Arun. *Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation*. 94-110. Cincinnati, Ohio: DHHS (NIOSH), 1994, p. 35.

Para el DA, con el participante en prono, se le pidió que llevara el brazo en aducción rotación interna y extensión de hombro con el codo extendido, la evaluadora estabilizó la pelvis y aplicó una resistencia durante 5 segundos sobre el tercio inferior del antebrazo en los movimientos opuestos.

Para el BF, con el participante en prono, se le pidió que flexionara la rodilla entre 50° y 70°, con el muslo en ligera rotación externa y la pierna en ligera rotación externa sobre el muslo, la evaluadora estabilizó la pelvis y ejerció resistencia sobre el tercio inferior de la pierna hacia la extensión de rodilla durante 5 segundos²⁴⁵.

Para el EE, con el participante en prono, se le pidió que entrelazara las manos detrás del cuello y realizara extensión de tronco, la evaluadora estabilizó las piernas y ejerció presión con la mano a nivel interescapular durante 5 segundos.

Finalmente, se realizó el registro la activación muscular EMG durante el levantamiento de una carga, previamente se realizó un registro del estado de reposo del músculo durante 3 segundos en posición bípeda y se procedió al levantamiento en posición simétrica de la siguiente manera:

El participante separó los pies al ancho de su pelvis en una postura estable y equilibrada, flexionó los miembros inferiores, hasta el momento en que alcanzó las agarraderas de una caja de madera (de 40 cm de ancho x 30 cm de alto), colocada en el piso sobre una célula de carga y sujetándola firmemente con ambas manos la levantó suavemente a través de la extensión de las rodillas, manteniendo en todo momento la espalda recta, acercó la caja al cuerpo de tal manera que el borde superior de esta quedara al nivel de las crestas iliacas.

Esta actividad se realizó 3 veces, el peso a levantar se determinó teniendo en cuenta las recomendaciones de manipulación de cargas y peso máximo

²⁴⁵ VLEEMING, Andry, et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Spine, 1995, vol. 20, no 7, p. 753-758.

contemplado por la NIOSH (del inglés National Institute for Occupational Safety and Health)²⁴⁶ (anexo G), en el cual se determinó el peso máximo de acuerdo al género y la edad del participante, realizando un primer intento y disminuyendo el peso en caso de que el participante no pudiera levantarlo o presentara dolor con la actividad.

- Pruebas de provocación del dolor: Para determinar el orden de aplicación de la pruebas incluidas se tuvieron en cuenta los resultados de un estudio previo de nuestro grupo de investigación titulado “Asociación entre la función muscular y la disfunción de la articulación sacroilíaca en personas con DL”, el cual reporta la prevalencia individual de las pruebas de provocación de dolor, mostrando que las pruebas de FABER y empuje sacro presentaron la mayor prevalencia con 57 y 58% respectivamente; y la prueba de distracción la menor prevalencia (10%). Teniendo en cuenta lo anterior el orden de aplicación definido para el presente estudio fue el siguiente: Patrick o FABER, Test de empuje o Cizallamiento Sacro, Test de Compresión, Test de Empuje del muslo o Cizallamiento posterior, Test de Gaenslen y Test de distracción (anexo H). El diagnóstico de DASI se estableció al obtener 3 pruebas positivas y no fue necesaria la aplicación de las pruebas restantes. Esta evaluación fue la última realizada para garantizar que el posible dolor residual por su ejecución no interfiriera en el desempeño de la actividad funcional.

3.6.2 Prueba piloto. Una vez concluida la estandarización de los procedimientos y previa aprobación por parte del Comité de Ética en Investigación Científica - CEINCI, se procedió con la primera fase del estudio.

3.6.2.1 Evaluación de la reproducibilidad intraevaluador y nivel de acuerdo. El objetivo de esta fase fue determinar la reproducibilidad intraevaluador y el nivel de

²⁴⁶ ROYSTON, J. P. A Simple Method for Evaluating the Shapiro–Francia W' Test of Non-Normality. Journal of the Royal Statistical Society: Series D (The Statistician), 1983, vol. 32, no 3, p. 297-300.

acuerdo de la intensidad de dolor, funcionalidad, la medición de la longitud muscular y la activación EMG a través de dos mediciones realizadas con 5 días de diferencia una de la otra, con el fin de que pudieran realizarse dos mediciones independientes y comparables en el tiempo, que no fueran influenciadas por el recuerdo por parte de la evaluadora de los resultados de la primera evaluación.

Para esta fase se seleccionaron 10 personas con DL, reclutados a través de comunicación voz a voz. El procedimiento se realizó como se describió en la fase de estandarización. La investigadora principal se encargó de contactar al participante y le explicó los alcances de la prueba piloto, verificó el cumplimiento de los criterios de inclusión y exclusión descritos para este estudio e indagó si estaba de acuerdo en participar; las personas que aceptaron fueron citadas para evaluación. Todas las mediciones, se llevaron a cabo en la Escuela de Fisioterapia de la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander.

El día de la primera evaluación se leyó, explicó, diligenció y firmó el consentimiento informado (anexo I), se continuó con el diligenciamiento del formato de registro (anexo E) y el Oswestry (anexo C). Una vez diligenciados los formatos anteriormente mencionados, se continuó con la evaluación del participante teniendo en cuenta los parámetros y el orden ya descritos. Cinco días después y a la misma hora, se repitió el mismo procedimiento con el fin de garantizar la independencia de las pruebas y controlar las variaciones en las mediciones.

3.6.2.2 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 14.0, con el cual se llevó a cabo el análisis de la información considerando un nivel de significancia $\alpha=0.05$. Se describieron las características de las variables de control de la población a través de medidas de tendencia central y de dispersión y para determinar el nivel de acuerdo entre las mediciones intraevaluador se utilizó el método de Bland y Altman. La concordancia de las

mediciones fue evaluada a través del CCI (2,k), y el resultado fue interpretado de acuerdo a 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 pobre²⁴⁷.

3.6.3 Selección y reclutamiento. Posterior a la obtención de los resultados de la prueba piloto, se inició el reclutamiento de los participantes, quienes aceptaron participar y fueron admitidos al estudio por cumplir con los criterios de inclusión y exclusión, los cuales se verificaron a través del primer contacto con el participante por vía telefónica, fueron citados para realizar la evaluación, previa lectura y firma del consentimiento informado.

3.6.4 Desarrollo de la propuesta. La evaluación de los participantes se llevó a cabo siguiendo la misma secuencia descrita en el procedimiento.

3.7 SISTEMATIZACIÓN DE LA INFORMACIÓN

La base de datos fue sometida a doble digitación en Microsoft Excel y posteriormente se hizo la validación de las bases de datos con el software estadístico STATA IC.14.

²⁴⁷ LASLETT, Mark; WILLIAMS, Maynard. The reliability of selected pain provocation tests for sacroiliac joint pathology. Spine, 1994, vol. 19, no 11, p. 1243-1249.

3.8 ANÁLISIS DE LOS DATOS

Para el análisis de los datos se realizó análisis gráfico a través de histogramas para verificar la distribución de las variables y la prueba de Shapiro Wilk para evaluar la normalidad de los datos ^{248,249}.

Para el análisis univariado, se realizó estadística descriptiva a través de medianas y rangos intercuartílicos para las variables cuantitativas y tablas de frecuencia para las variables cualitativas.

Para el análisis bivariado y multivariado, se determinó el uso de pruebas no paramétricas, las pruebas con una $P \leq 0,05$ se consideraron estadísticamente significativas. El análisis bivariado se realizó para evaluar las diferencias de las variables medidas entre los grupos de estudio, así como para explorar posibles asociaciones entre las retracciones musculares y la actividad EMG.

Para la comparación de los grupos se aplicó la prueba de Kruskal Wallis en las variables cuantitativas^{250,251,252} y posteriormente, se aplicó el test post hoc “Dunn

²⁴⁸ HEYWARD, Vivian H. Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio. 5th ed. Panamericana EM, editor. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006. 254 p.

²⁴⁹ KRUSKAL, William H.; WALLIS, W. Allen. Use of ranks in one-criterion variance analysis. Journal of the American statistical Association, 1952, vol. 47, no 260, p. 583-621.

²⁵⁰ HEYWARD, Op. cit.

²⁵¹ CONOVER, William Jay; CONOVER, William Jay. Practical nonparametric statistics. 3°. ed. New York: New York Wiley; 1999.

²⁵² BENJAMINI, Yoav; YEKUTIELI, Daniel. The control of the false discovery rate in multiple testing under dependency. Annals of statistics, 2001, p. 1165-1188.

test”, para determinar qué grupo aportó la diferencia en los resultados^{253,254,255,256}. Para las variables cualitativas se aplicó la prueba de Chi² ^{257,258,259}.

Para explorar la asociación entre la longitud muscular y las variables EMG se aplicó el test de los signos de Wilcoxon^{260,261,262} y los resultados fueron presentados en gráficos de cajas y bigotes.

Finalmente, para el análisis multivariado se realizaron regresiones binomiales simples para evaluar la asociación entre las variables explicatorias y las de salida. Para este análisis se tomaron solo los datos de longitud muscular del lado derecho, debido a que al aplicar la prueba de los signos de Wilcoxon, no se encontraron diferencias significativas entre los lados derecho e izquierdo. Las variables que demostraron una significancia estadística con un valor de $p \leq 0,25$, las que cambiaron en un 10% el efecto de la variable explicatoria sobre el desenlace (potenciales confusoras)²⁶³ y la variable grupo, la cual se encontraba asociada al desenlace independientemente del resultado, se incluyeron en el modelo de la regresión

²⁵³ HEYWARD, Vivian H. Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio. 5th ed. Panamericana EM, editor. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006. 254 p.

²⁵⁴ DUNN, Olive Jean. Multiple comparisons among means. Journal of the American statistical association, 1961, vol. 56, no 293, p. 52-64.

²⁵⁵ DUNN, Olive Jean. Multiple comparisons using rank sums. Technometrics, 1964, vol. 6, no 3, p. 241-252.

²⁵⁶ AGRESTI, Alan. Analysis of ordinal categorical data. John Wiley & Sons, 2010.

²⁵⁷ HEYWARD, Op. cit.

²⁵⁸ CONOVER, William Jay; CONOVER, William Jay. Practical nonparametric statistics. 3°. New York: New York: Wiley; 1999.

²⁵⁹ MANN, Henry B.; WHITNEY, Donald R. On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. The annals of mathematical statistics, 1947, p. 50-60.

²⁶⁰ HEYWARD, Op. cit.

²⁶¹ WILCOXON, Frank. Individual comparisons by ranking methods. En Breakthroughs in statistics. Springer, New York, NY, 1992. p. 196-202.

²⁶² GREENLAND, Sander. Modeling and variable selection in epidemiologic analysis. American journal of public health, 1989, vol. 79, no 3, p. 340-349.

²⁶³ MCCULLAGH, Peter. Generalized linear models. Routledge, 2018.

binomial múltiple^{264,265}. Finalmente se evaluó la bondad de ajuste de cada modelo, si el resultado mostraba una probabilidad cercana a uno, indicaba un buen ajuste del modelo.

²⁶⁴ HEYWARD, Vivian H. Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio. 5th ed. Panamericana EM, editor. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006. 254 p.

²⁶⁵ COLOMBIA. MINISTERIO DE SALUD. Resolución 8430 (4 de octubre de 1993). Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y dministrativas para la investigación en salud. Bogotá: Ministerio de Salud; 1993. p. 1- 12.

4. CONTROL DE SESGOS

4.1 SESGO DE SELECCIÓN.

- Es importante señalar que se trabajó con una muestra seleccionada por conveniencia, por lo cual el potencial sesgo de selección estuvo presente.
- Por ser un estudio en el cual se realizó una única valoración no se presentaron pérdidas.
- Los grupos de estudio presentaron diferencias en cuanto a las características de los participantes, las cuales fueron tenidas en cuenta en el análisis de los resultados

4.2 SESGO DE INFORMACIÓN Y CLASIFICACIÓN

Este tipo de sesgo se controló utilizando instrumentos para la medición de las diferentes variables con adecuadas propiedades psicométricas en la población de estudio seleccionada. Adicionalmente, se realizó la estandarización de los procedimientos y la prueba piloto para la evaluación de la reproducibilidad de los instrumentos de medición que fueron utilizados en este trabajo. Asimismo, la evaluadora supervisó el diligenciamiento de los diferentes formatos diseñados para recolectar la información.

4.3 SESGO DE CONFUSIÓN

Para el estudio dentro de las variables de control se incluyeron las que puedan llegar a ser posibles confusoras, con el fin de controlarlas al momento de realizar el análisis y evitar que pudieran influir en los resultados. Estas variables se encuentran descritas en el anexo B como covariables.

5. CONSIDERACIONES ÉTICAS

Según la resolución 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, en el cual se dictan las normas científicas, técnicas y administrativa para la investigación en salud²⁶⁶. Esta investigación se clasificó en la categoría de Investigación con Riesgo Mínimo, dado que la evaluación del dolor y el índice de discapacidad se realizó a través de formatos de auto registro; la evaluación de la actividad muscular se realizó a través de un electromiógrafo de superficie lo cual no implica procedimientos invasivos; las pruebas de provocación se realizaron por una fisioterapeuta entrenada, según los criterios encontrados en la literatura y se brindaron instrucciones al participante para aplicación de crioterapia en los casos en que se presentó dolor. Durante la recolección de la muestra no se presentaron complicaciones ni eventos adversos durante las valoraciones.

El diseño del presente estudio contempló el cumplimiento de los principios éticos fundamentales de autonomía, no maleficencia, beneficencia y justicia. Se garantizó la privacidad del participante, realizando las evaluaciones de forma privada, en un laboratorio a puerta cerrada dónde sólo tenían autorización de ingreso el participante, la fisioterapeuta evaluadora y una fisioterapeuta auxiliar; se garantizó el manejo confidencial de la información ya que se asignó un número de registro a cada participante y solo la evaluadora tenía acceso a los datos y a los registros de información personal.

Se brindó información oportuna, clara y veraz a los participantes sobre cada procedimiento y el objetivo de cada uno, así como del estudio mismo y los resultados de cada una de las pruebas en la medida en que iban siendo aplicadas. También se expusieron con claridad los posibles riesgos, efectos adversos e

²⁶⁶ SEOANE, África Prado. Influencia del ciclo menstrual en la flexibilidad en natación sincronizada. AGON: International Journal of Sport Sciences, 2013, vol. 3, no 2, p. 53-59.

incomodidades propias de cada procedimiento, al igual que se dejó claro a los participantes que estaban en libre derecho de suspender los procedimientos si advertían efectos colaterales y de retirarse en cualquier momento, sin exponerse a represalias. Una vez los participantes expresaron su entendimiento del estudio y su aceptación voluntaria a ingresar al estudio, firmaron el consentimiento informado, cuyo formato fue avalado por el Comité en Investigación Científica de la Universidad Industrial de Santander.

Al finalizar el protocolo de investigación, cada participante recibió una banda de isquiotibiales, junto con un plan de ejercicios de flexibilización para mejorar la longitud muscular (Anexo J); adicionalmente los participantes que fueron positivos para DASl, recibieron un plan de ejercicios para el manejo de la disfunción (Anexo K). Los planes de ejercicio fueron explicados y dirigidos por la fisioterapeuta investigadora una vez concluida la evaluación.

Protección de datos personales

De acuerdo con lo estipulado en la Resolución de Rectoría No. 1227 del 22 de agosto de 2013 y por la Ley Estatutaria 1581 de 2012, se respetó la confidencialidad y el derecho de habeas data de todas las personas que participaron en el estudio. En tal sentido, se reconoció el derecho individual de acceder, actualizar o suprimir la información suministrada, así como el derecho de revocar la autorización otorgada para el tratamiento de la misma.

6. RESULTADOS

6.1 RESULTADOS DE LA PRUEBA PILOTO

Diez personas participaron de la prueba piloto, quienes cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión del estudio, los resultados son presentados en el anexo L.

6.2 RESULTADOS DE LA FASE FINAL: DESARROLLO DE LA PROPUESTA

Fueron evaluados 128 participantes, para establecer la muestra de 38 personas por cada grupo de estudio; la población final estuvo conformada por 114 personas (76 hombres y 38 mujeres) entre 18 y 40 años (promedio $27,48 \pm 8,06$) y la prevalencia de DASI fue del 30,4%.

Características sociodemográficas, antropométricas, nivel de actividad física, variables ocupacionales, dolor y funcionalidad según la manifestación de la DASI.

En la tabla 6 se muestran los resultados de las variables independientes secundarias (covariables) comparadas por grupo de estudio, encontrando diferencias significativas ($p < 0,05$) entre los grupos para las variables sexo, edad, cumplir recomendaciones de AF y movimientos repetitivos a nivel lumbar.

En cuanto al dolor se observó diferencia significativa ($< 0,0001$), siendo más prevalente en personas con DASI tanto al reposo como a la palpación y durante la actividad del levantamiento de la carga. Para la funcionalidad valorada a través del Oswestry, hubo diferencias significativas ($p=0,03$) entre los grupos, encontrando mayor número de personas con discapacidad moderada y severa en el grupo de DASI (Tabla 7).

Tabla 6. Análisis descriptivo de las covariables comparadas por grupo de estudio.

VARIABLE		CONTROL n=38 n (%)	DL n=38 n (%)	DASI n=38 n (%)	p
Sociodemográficas	Sexo femenino	5 (13,2)	11 (28,9)	22 (57,9)	< 0,0001 *
	Edad (años)‡	22,5 (21-33)	21,5 (19-29)	31 (24-37)	0,01 *
Antropométricas	Obesidad abdominal	5 (13,16)	5 (13,16)	12 (31,58)	0,06
Actividad física	No cumple recomendaciones	14 (36,8)	13 (34,2)	27 (71,1)	0,002 *
Ocupacionales	Tiempo en sedente (horas)‡	5 (3-8)	5,5 (4-8)	6 (2-10)	0,73
	Movimientos repetitivos	18 (47,4)	10 (26,3)	22 (57,9)	0,01 *
	Manipulación de cargas	16 (42,1)	16 (42,1)	17 (44,7)	0,96

‡ Datos presentados como medianas (rangos intercuartílicos), * Diferencia estadísticamente significativa, del grupo de DASI con los otros dos, determinado por el post Hoc Dunn test.

Tabla 7. Número de personas que presentaron dolor y discapacidad por grupo de estudio.

VARIABLE		DL (n=38) n (%)	DASI (n=38) n (%)	p
Dolor al reposo		3 (7,9)	17 (44,7)	< 0,0001 *
Dolor a la palpación		2 (5,3)	19 (5)	< 0,0001 *
Dolor a la carga		9 (23,7)	20 (52,6)	< 0,0001 *
Clasificación Oswestry	Leve	33 (86,8)	25 (65,8)	0,03 *
	Moderado - severo	5 (13,2)	13 (34,2)	

El grupo control no se presenta debido a que los valores corresponden a cero, *Diferencia estadísticamente significativa.

Longitud muscular y actividad electromiográfica durante el levantamiento de una carga, teniendo en cuenta la actividad total y durante cada una de sus fases, del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con DL con DASI, sin DASI y sin DL.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio en cuanto a la presencia de retracciones de los tres músculos evaluados (Tabla 8).

Tabla 8. Número de personas que presentan retracción de los músculos evaluados por grupo de estudio.

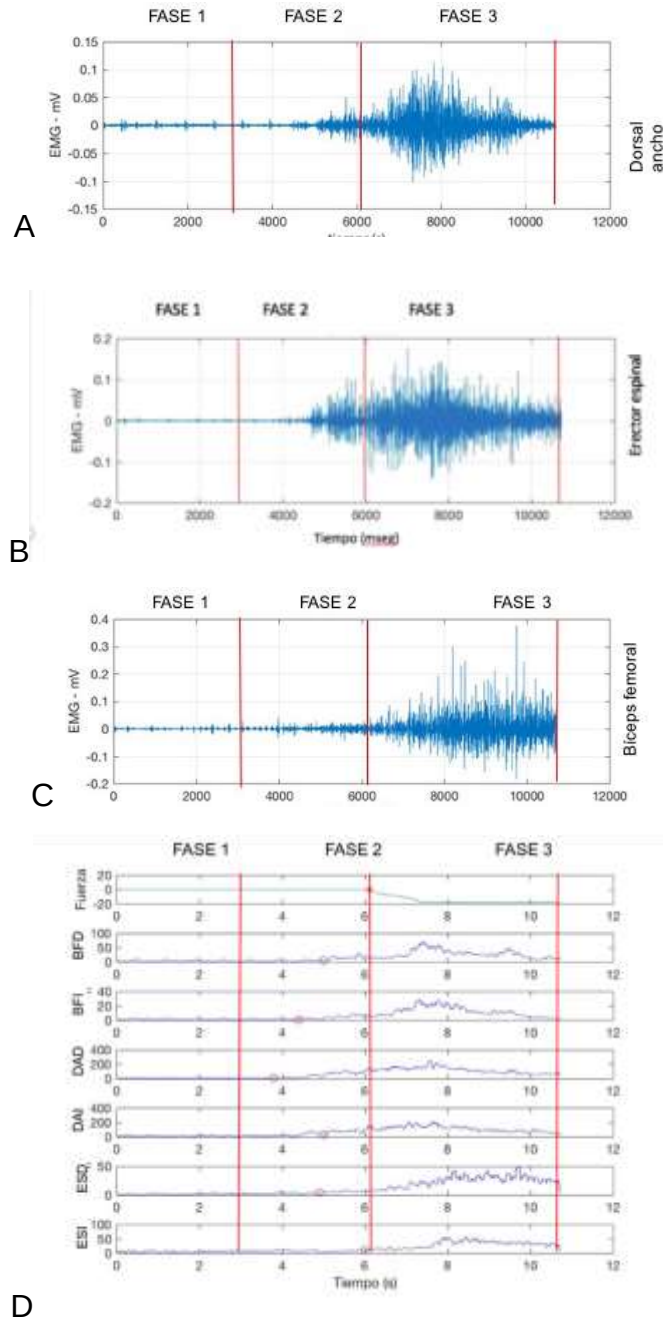
VARIABLE	CONTROL n=38 n (%)	DL n=38 n (%)	DASI n=38 n (%)	p
Retracción DAD	3 (7,9)	2 (5,3)	3 (7,9)	0,87
Retracción DAI	1 (2,6)	2 (5,3)	2 (5,3)	0,81
Retracción BFD	23 (60,5)	28 (73,7)	27 (71,1)	0,42
Retracción BFI	24 (63,2)	27 (71,1)	28 (73,7)	0,58
Retracción ES	4 (10,5)	12 (31,6)	9 (23,7)	0,08

DAD: dorsal ancho derecho, DAI: Dorsal ancho izquierdo, BFD: Bíceps femoral derecho, BFI: Bíceps femoral izquierdo, ES: Espinales.

Los resultados de latencia son presentados en la tabla 9 y la figura 5 muestra de forma temporal la actividad EMG durante cada una de las fases del levantamiento de una carga por músculo evaluado; en esta se observa que todos los músculos presentan actividad basal durante la fase 1 (reposo) y posterior al inicio de la fase 2 (flexora) inician su activación en diferentes momentos temporales, antes del despegue de la carga de la plataforma de fuerza, durante la fase 3 (extensora) se observa la mayor activación muscular, la cual decrece nuevamente al llegar a la posición erecta al final del levantamiento.

En la figura 5, las partes A, B y C muestran la señal bruta del registro EMG del dorsal ancho, el erector espinal y el bíceps femoral derechos, de un participante del estudio, durante cada una de las fases del levantamiento de la carga. D: Muestra la señal rectificada de los 3 músculos evaluados, bilateralmente y el momento de su activación, comparados con el registro de la célula de carga.

Figura 5. Gráfica temporal de la actividad EMG de los músculos evaluados durante las 3 fases del levantamiento de la carga.



Adicionalmente, las tablas 9 a 12 presentan los resultados de amplitud RMS durante la actividad total y en cada una de las fases determinadas para el levantamiento de

la carga, en estas se observa que el músculo DAI presentó aumento en la activación en las personas con DASI tanto en la actividad global como en cada una de las fases de la actividad ($p=0,03$), el DAD presentó la misma tendencia, pero sin diferencia estadísticamente significativa ($p=0,23$). Adicionalmente, en el análisis por fases se pudo observar que los espinales presentaron aumento en la amplitud RMS en las personas con DASI durante las fases 1 y 2.

Tabla 9. Variables electromiográficas durante la actividad total comparadas por grupo.

VARIABLE	CONTROL n=38 Me (RIC)	DL n=38 Me (RIC)	DASI n=38 Me (RIC)	P
Lat DAD (seg)	-1,88 (-3,03; -1,14)	-1,49 (-1,88; -0,9)	-1,2 (-2,31; -0,91)	0,02 *
Lat DAI (seg)	-1,48 (-2,25; -0,92)	-1,48 (-1,92; -0,71)	-1,18 (-2,07; -0,69)	0,32
Lat BFD (seg)	-2,02 (-3,17; -1,08)	-2 (-2,46; -1,31)	-1,98 (-2,65; -1,21)	0,98
Lat BFI (seg)	-1,88 (-2,56; -0,87)	-1,73 (-2,17; -1,19)	-1,68 (-2,32; -1,32)	0,97
Lat EED (seg)	-1,98 (-2,81; -1,29)	-1,79 (-2,33; -1,31)	-1,95 (-2,37; -1,19)	0,84
Lat EEI (seg)	-2,08 (-2,93; -1,45)	-1,76 (-2,31; -1,36)	-1,79 (-2,57; -1,14)	0,19
RMS DAD (% CVS)	29,76 (18,4-52,4)	29,66 (21,9-55,1)	45,10 (26,2-63,3)	0,23
RMS DAI (% CVS)	45,07 (28,9-79,5)	47,42 (32,1-71,2)	71,28 (46,9-87,0)	0,03 *
RMS BFD (% CVS)	85,1 (64,4-138,3)	88,1 (69,5-113,3)	95,6 (57,6-182,2)	0,69
RMS BFI (% CVS)	54,7 (39,9-89,5)	72,9 (47,1-120,3)	69,5 (45,2-112,9)	0,30
RMS EED (% CVS)	198,7 (162,4-284,9)	201,9 (164,1-262,2)	226,7 (181,8-292,3)	0,35
RMS EEI (% CVS)	214,6 (167,1-362,6)	193,3 (156,2-258,5)	212,2 (171,9-291,9)	0,31

Me: Mediana, RIC: Rango intercuartílico, LAT: Latencia, DAD: Dorsal ancho derecho, DAI: Dorsal ancho izquierdo, BFD: Bíceps femoral derecho, BFI: Bíceps femoral izquierdo, EED: Erector espinal derecho, EEI: Erector espinal izquierdo, RMS: Root Mean Square. CVS: Contracción voluntaria submáxima, * Diferencia estadísticamente significativa del grupo de DASI con los otros dos, determinado por el post Hoc Dunn test.

Tabla 10. RMS máximo durante la Fase 1 comparado por grupo.

VARIABLE	CONTROL n=38 Me (RIC)	DL n=38 Me (RIC)	DASI n=38 Me (RIC)	p
RMS DAD (% CVS)	4,73 (3,5-7,1)	4,56 (3,2-5,9)	7,78 (3,3-12,7)	0,08
RMS DAI (% CVS)	7,32 (4,09-12,3)	6,3 (4,48-9,5)	9,86 (7,47-15,59)	0,003 *
RMS BFD (% CVS)	9,45 (2,99-15,87)	8,98 (4,35-13,55)	9,77 (4,17-19,5)	0,66
RMS BFI (% CVS)	9,39 (6,8-21,5)	12,1 (8,09-20,91)	14,21 (8,92-24,04)	0,37
RMS EED (% CVS)	19,2 (13,37-32,09)	20,48 (16,81-25,87)	24,6 (19,96-49,28)	0,02 *
RMS EEI (% CVS)	28,2 (16,12-36,24)	22,4 (18,25-31,28)	29,2 (21,2-41,41)	0,05 *

ME: Mediana, RIC: Rango Intercuartílico, RMS: Root mean square, DAD: dorsal ancho derecho, DAI: dorsal ancho izquierdo, BFD: bíceps femoral derecho, BFI: bíceps femoral izquierdo, EED: Erector espinal derecho, EEI: Erector espinal izquierdo, CVS: contracción voluntaria submáxima. * Diferencia estadísticamente significativa del grupo de DASI con los otros dos, determinado por el post Hoc Dunn test.

Tabla 11. RMS máximo durante la Fase 2 comparado por grupo.

VARIABLE	CONTROL n=38 Me (RIC)	DL n=38 Me (RIC)	DASI n=38 Me (RIC)	p
RMS DAD (% CVS)	12,1 (6,62-20,95)	8,3 (6,96-14,8)	15,3 (7,34-24,39)	0,06
RMS DAI (% CVS)	14,3 (9,01-23,96)	11,5 (8,36-18,09)	20,89 (16,22-34,73)	0,003 *
RMS BFD (% CVS)	20,7 (12,47-24,84)	17,4 (12,54-26,09)	22,68 (11,49-41,28)	0,53
RMS BFI (% CVS)	23,32 (10,69-31,28)	22,8 (16,33-43,01)	23,8 (14,39-44,78)	0,69
RMS EED (% CVS)	82,21 (69,23-141,49)	74,7 (58,97-117,63)	109,4 (76,35-154,25)	0,08
RMS EEI (% CVS)	83,8 (65,68-132,05)	72,5 (61,3-100,91)	104,12 (73,37-239,42)	0,007 *

ME: Mediana, RIC: Rango Intercuartílico, RMS: Root Mean Square, DAD: dorsal ancho derecho, DAI: dorsal ancho izquierdo, BFD: bíceps femoral derecho, BFI: bíceps femoral izquierdo, EED: Erector espinal derecho, EEI: Erector espinal izquierdo, CVS, contracción voluntaria submáxima. * Diferencia estadísticamente significativa del grupo de DASI con los otros dos, determinado por el post Hoc Dunn test.

Tabla 12. RMS máximo durante la Fase 3 comparado por grupo.

VARIABLE	CONTROL n=38 Me (RIC)	DL n=38 Me (RIC)	DASI n=38 Me (RIC)	p
RMS DAD (% CVS)	44,9	44,6	59,5	0,2
Me (RIC)	(26,68-66,25)	(29,82-75,24)	(36,52-84,16)	
RMS DAI (% CVS)	45,1	47,4	73,2	0,02 *
Me (RIC)	(28,87-81,47)	(30,79-76,44)	(46,99-113,7)	
RMS BFD (% CVS)	85,1	88,1	95,6	0,71
Me (RIC)	(64,43-124,73)	(73,01-113,29)	(57,61-175,34)	
RMS BFI (% CVS)	73,9	99,7	96,7	0,28
Me (RIC)	(56,23-129,64)	(67,87-164,24)	(60,54-142,76)	
RMS EED (% CVS)	190,9	184,6	220,2	0,51
Me (RIC)	(143,78-260,14)	(148,09-250,42)	(167,34-270,91)	
RMS EEI (% CVS)	200,5	194,3	208	0,61
Me (RIC)	(159,41- 293,38)	(157,53-263,08)	(165,17-347,05)	

ME: Mediana, RIC: Rango Intercuartílico, RMS: Root mean square, DAD: dorsal ancho derecho, DAI: dorsal ancho izquierdo, BFD: bíceps femoral derecho, BFI: bíceps femoral izquierdo, EED: Erector espinal derecho, EEI: Erector espinal izquierdo, CVS: contracción voluntaria submáxima. * Diferencia estadísticamente significativa del grupo de DASI con los otros dos, determinado por el post Hoc Dunn test.

Asociación entre la actividad electromiográfica y las retracciones de los músculos dorsal ancho, el bíceps femoral y el erector espinal en personas con DL con y sin DASI y sin DL.

En este aspecto, no se encontró asociación entre la EMG y las retracciones para ninguno de los músculos evaluados ni se observaron tendencias en la distribución gráfica de los datos de las latencias y la amplitud RMS en las personas con o sin retracción muscular en los diferentes grupos de estudio (Anexo M).

Asociación entre las variables explicatorias de actividad física, antropométricas, sociodemográficas y ocupacionales, con la presencia de retracciones del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con DL con y sin DASI y sin DL.

Finalmente, para explorar la asociación entre las variables explicatorias con la longitud muscular de cada uno de los músculos evaluados se realizó el análisis multivariado, debido a que la variable de salida no distribuyó normal, se realizó una regresión binomial, tomando como variable de salida las retracciones musculares. Al comprobar que no se encontraron diferencias significativas entre lado izquierdo y derecho para la longitud muscular, este análisis tuvo en cuenta los datos de longitud muscular del lado derecho, por ser la dominancia de mayor prevalencia en la población.

Para el modelamiento de la regresión fueron incluidas las variables: Grupo, como variable explicatoria principal, edad (dicotómica mayor a 24 años), obesidad, no cumple recomendaciones de AF y movimientos repetitivos. La variable género femenino no se incluyó en el modelaje del DA, debido a que no se encontraron mujeres con retracción de este músculo, en el BF y ES si fue incluida.

Al realizar el modelaje para cada uno de los músculos evaluados, se encontró que en ninguno de los 3 modelos hay asociación entre las variables explicatorias con las retracciones musculares en ninguno de los grupos de estudio (anexo N).

7. DISCUSIÓN

Características sociodemográficas, antropométricas, nivel de actividad física, variables ocupacionales, dolor y funcionalidad según la manifestación de la DASI.

El presente estudio mostró diferencias significativas entre los grupos de estudio para las covariables género, edad, cumplimiento de recomendaciones de AF y movimientos repetitivos que involucren la columna lumbar, así como para el dolor y la funcionalidad.

La mayor prevalencia de DASI observada en las mujeres, coincide con los hallazgos de diferentes autores^{267,268,269} que han descrito la influencia de factores hormonales sobre la mayor de prevalencia de dolor de la ASI en mujeres. En este sentido, se considera que el pico en la producción de estrógenos y relaxina, durante la fase lútea del ciclo menstrual, disminuye la fuerza intrínseca y la rigidez del colágeno lo que hace que los ligamentos se tornen más laxos^{270,271,272}, ocasionando alteración de su capacidad estabilizadora en las articulaciones²⁷³, predisponiendo a la aparición de síntomas articulares como la DASI. Con el fin de controlar este aspecto en nuestro estudio, las participantes fueron evaluadas un día del ciclo en que no se encontraran en la fase lútea, sin embargo, no se contó con una prueba más objetiva,

²⁶⁷ MEJÍA, Gabriel Enrique, et al. Dolor de la articulación sacroilíaca: Anatomía, Diagnóstico y Tratamiento. Revista de la Sociedad Española del Dolor, 2008, vol. 15, no 3, p. 170-180.

²⁶⁸ DEPALMA, Michael J.; KETCHUM, Jessica M.; SAULLO, Thomas R. Multivariable analyses of the relationships between age, gender, and body mass index and the source of chronic low back pain. Pain Medicine, 2012, vol. 13, no 4, p. 498-506.

²⁶⁹ CAPOBIANCO, Robyn, et al. Safety and effectiveness of minimally invasive sacroiliac joint fusion in women with persistent post-partum posterior pelvic girdle pain: 12-month outcomes from a prospective, multi-center trial. SpringerPlus, 2015, vol. 4, no 1, p. 570.

²⁷⁰ MEJÍA, Op. cit.

²⁷¹ DEPALMA, Op cit.

²⁷² CAPOBIANCO, Op. cit.

²⁷³ GAJDOSIK, Richard L., et al. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1993, vol. 18, no 5, p. 614-618.

como un test sanguíneo que permitiera tener la certeza de la fase del ciclo en que se encontraban las mujeres al momento de la valoración.

Otro factor que puede favorecer la disfunción en la mujer es la historia de embarazos; se ha descrito que el 80% de las mujeres embarazadas presentan DASI y de estas, cerca del 20% persiste con DASI después del parto²⁷⁴; esto se ha relacionado con el incremento de peso, la exagerada postura de lordosis y el trauma durante el parto^{275,276}, en este estudio no se indagó acerca de la paridad de las mujeres evaluadas, lo cual deberá ser tenido en cuenta en estudios futuros en población femenina con DASI.

Adicionalmente, diferencias anatómicas entre la pelvis femenina y masculina hacen que las mujeres sean más susceptibles de presentar DASI, debido a que la pelvis femenina es más baja y ancha, con iliacos más grandes y articulaciones sacroilíacas más pequeñas, lo que favorece mayor libertad de movimiento (2.8° para mujeres, 1.2° en hombres)²⁷⁷; además, el sacro femenino es generalmente más ancho, menos curvado y más inclinado hacia atrás que el masculino²⁷⁸, favoreciendo la inestabilidad en la articulación. Todo lo anterior puede generar fallos en la transferencia de fuerzas entre el tronco y los MMII ²⁷⁹, alterando la capacidad de la ASI para disminuir la tensión sobre el disco L5-S1 y aumentando las fuerzas de

²⁷⁴ ALBERT, Hanne; GODSKESEN, Mona; WESTERGAARD, Jes. Prognosis in four syndromes of pregnancy-related pelvic pain. *Acta obstetricia et gynecologica Scandinavica*, 2001, vol. 80, no 6, p. 505-510.

²⁷⁵ CHEN, Yung C.; FREDERICSON, Michael; SMUCK, Matthew. Sacroiliac joint pain syndrome in active patients: a look behind the pain. *The Physician and sportsmedicine*, 2002, vol. 30, no 11, p. 30-37.

²⁷⁶ JOUKAR, Amin, et al. Sex specific sacroiliac joint biomechanics during standing upright: a finite element study. *Spine*, 2018, vol. 43, no 18, p. 1053-1060.

²⁷⁷ CHEN, Op. cit.

²⁷⁸ COHEN, Steven P.; CHEN, Yian; NEUFELD, Nathan J. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert review of neurotherapeutics*, 2013, vol. 13, no 1, p. 99-116.

²⁷⁹ DEPALMA, Michael J.; DIRECTOR, Interventional Spine Care; BIOTECH, Stryker. Multivariable analysis of the relationship between pain referral patterns and the source of chronic low back pain. *Pain physician*, 2012, vol. 15, p. 171-178.

cizallamiento sobre los discos lumbares durante la marcha²⁸⁰, llevando a sobrecarga en la columna lumbar y favoreciendo la presencia de dolor en esta región.

En cuanto a la edad, en este estudio se encontró mayor prevalencia de DASl en las personas mayores de 24 años. Algunos autores han descrito que la probabilidad de tener dolor originado en la ASI incrementa a partir de los 30 años 1,6 veces por cada 5 años de edad^{281,282}; esto se puede deber a que al llegar a la adultez la ASI se va tornando progresivamente más rígida y hacia la tercera década de la vida se evidencian cambios adaptativos, como el incremento en tamaño y número de las elevaciones y depresiones en las superficies articulares²⁸³, estos cambios pueden generar una excesiva rigidez articular con consecuentes déficits en la biomecánica articular y por lo tanto pueden favorecer la aparición de disfunción.

En este estudio se encontró que la mayoría de personas con DASl no cumplieron con las recomendaciones de AF de la OMS, las cuales consisten en dedicar 150 minutos semanales para realizar actividad física entre moderada y vigorosa, con el fin de mejorar las funciones musculares y la salud ósea y funcional²⁸⁴. Estos resultados contradicen los hallazgos de un estudio reciente de nuestro grupo de investigación, en el cual se observó asociación positiva entre la presencia de DASl y la realización de AF entre moderada y vigorosa. Los resultados contradictorios entre los estudios podrían estar relacionados con el tipo de AF realizada por los participantes, pues se ha descrito un aumento de la prevalencia de DASl en

²⁸⁰ RAMÍREZ RAMÍREZ, Carolina; GUERRERO AYALA, Liliana; NIÑO PINZÓN, Diana Marcela. Disfunción de la articulación sacro ilíaca: causa potencial de dolor lumbar. Salud UIS. 2007;39:43–53.

²⁸¹ DEPALMA, Michael J.; KETCHUM, Jessica M.; SAULLO, Thomas. What is the source of chronic low back pain and does age play a role?. Pain medicine, 2011, vol. 12, no 2, p. 224-233.

²⁸² BROLINSON, P. Gunnar; KOZAR, Albert J.; CIBOR, Greg. Sacroiliac joint dysfunction in athletes. Current Sports Medicine Reports, 2003, vol. 2, no 1, p. 47-56.

²⁸³ PEEBLES, Rebecca; JONAS, Christopher E. Sacroiliac joint dysfunction in the athlete: diagnosis and management. Current Sports Medicine Reports, 2017, vol. 16, no 5, p. 336-342.

²⁸⁴ PALACIO BETANCOURT, Diego. Guía de Atención Integral Basada en la Evidencia para Dolor Lumbar Inespecífico y Enfermedad Discal Relacionados con la Manipulación Manual de Cargas y otros Factores de Riesgo en el Lugar de Trabajo (GATI-DLI-ED)(Vol. 2007). 2010. 135 p.

personas que realizan ejercicios de impacto como el trote o deportes que implican patear, balancear, lanzar, apoyos unipodales o deportes de contacto²⁸⁵; sin embargo, ninguno de los estudios controló el tipo de AF realizado por los participantes. Estudios futuros deberían considerar no solo el tiempo dedicado a realizar AF, sino también el tipo de AF realizada por las personas con DASI, con el fin de contribuir con las recomendaciones de AF que favorezcan a la población con disfunción.

Adicionalmente, se encontró mayor prevalencia de DASI en las personas que durante sus actividades diarias realizan movimientos repetitivos a nivel lumbar. En la literatura consultada no se encontraron estudios que evalúen este aspecto en personas con DASI. Sin embargo, en un estudio que evaluó el efecto de los movimientos repetitivos sobre la columna lumbar, los autores afirman que es probable que estos aumenten el rango de movimiento a nivel de la ASI, debido a la deformación tiempo-dependiente que muestran los tejidos óseos, ligamentosos y musculares circundantes al ser sometidos a esta carga, lo cual trae como consecuencia alteración en las características viscoelásticas y poroelásticas de dichas estructuras^{286,287}. Con base en lo anterior, se podría deducir que los movimientos repetitivos podrían reducir el efecto tensor que ejercen las estructuras encargadas del cierre de fuerza de la ASI, favoreciendo así la presencia de disfunción.

Por otro lado, en este estudio, se encontraron diferencias estadísticamente significativas al comparar el grupo de DL con el de DASI, en cuanto a la presencia

²⁸⁵ BISSCHOP, Arno, et al. Effects of repetitive movement on range of motion and stiffness around the neutral orientation of the human lumbar spine. *Journal of biomechanics*, 2013, vol. 46, no 1, p. 187-191.

²⁸⁶ VAN DER VEEN, Albert J., et al. Contribution of vertebral bodies, endplates, and intervertebral discs to the compression creep of spinal motion segments. *Journal of biomechanics*, 2008, vol. 41, no 6, p. 1260-1268.

²⁸⁷ SNIJDERS, Chris J.; VLEEMING, Andry; STOECKART, Rob. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs: Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clinical biomechanics*, 1993, vol. 8, no 6, p. 285-294.

de dolor al reposo, a la palpación y durante el levantamiento de la carga. Respecto al dolor a la palpación, es importante mencionar que su evaluación se hizo sobre una región específica ubicada 10 cm hacia abajo y 3 cm lateral a la EIPS, la cual se conoce como signo de Fortín y es considerado un criterio complementario para el diagnóstico de DASl^{288,289}, lo cual podría explicar la prevalencia registrada. Estos resultados fueron similares con los hallazgos de Ramírez et al., en el 2010²⁹⁰ y a los reportados en el estudio previamente mencionado de nuestro grupo de trabajo.

En cuanto a la mayor prevalencia de dolor durante el levantamiento de la carga en personas con DASl, esto pudo obedecer a que el patrón de movimiento usado en este estudio, implicó que la fuerza de gravedad actuara en un plano casi perpendicular al sacro, produciendo una alta demanda a la fuerza de cierre sobre la ASI²⁹¹, la cual se encuentra comprometida en las personas con DASl. Lo anterior altera la correcta transferencia de fuerzas desde el tronco hacia los MMII y sobrecarga la región lumbar²⁹², predisponiendo a la aparición de dolor en la personas con DASl. En el estudio previo de nuestro grupo de trabajo, se evaluó el dolor durante el levantamiento de una carga del nivel del suelo desde una posición de estocada, reportando hallazgos similares a los obtenidos en este estudio, al comparar personas con y sin DASl.

En este estudio, los resultados del dolor en las personas con DASl se relacionan con los hallazgos obtenidos en la funcionalidad, debido a que en el grupo con DASl

²⁸⁸ COHEN, Steven P. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesthesia & Analgesia*, 2005, vol. 101, no 5, p. 1440-1453.

²⁸⁹ DONTIGNY, Richard L. Function and pathomechanics of the sacroiliac joint: a review. *Physical Therapy*, 1985, vol. 65, no 1, p. 35-44.

²⁹⁰ RAMÍREZ RAMÍREZ, Carolina; CAMARCO LEMUS, Diana Marina. Disfunção da articulação sacro-ilíaca em jovens com dor lombar. *Fisioterapia em Movimento*, 2010, vol. 23, no 3, p. 419-428.

²⁹¹ CHO, Byung-Yun; YOON, Jung-Gyu. The effect of gait training with shoe inserts on the improvement of pain and gait in sacroiliac joint patients. *Journal of physical therapy science*, 2015, vol. 27, no 8, p. 2469-2471.

²⁹² RAMÍREZ RAMÍREZ, Carolina; GUERRERO AYALA, Liliana; NIÑO PINZÓN, Diana Marcela. Disfunción de la articulación sacro ilíaca: causa potencial de dolor lumbar. *Salud UIS*. 2007;39:43–53.

el número de personas que presentaron limitación funcional entre moderada a severa fue mayor. Estos resultados podrían explicarse a partir de los cambios posturales que las personas con DASI pueden presentar, en los cuales se produce inclinación pélvica anterior, generalmente de forma unilateral²⁹³. Dicha inclinación pélvica aumenta cuando la persona está de pie y durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha, lo cual conduce a flexión de la cadera, hiperextensión de la rodilla y en ocasiones equinovaro en el tobillo²⁹⁴. Estos cambios biomecánicos presentes en las personas con DASI, podrían hacer que actividades funcionales cotidianas, como la marcha se torne dolorosa y por lo tanto genere limitación funcional en esta población.

Asimismo, teniendo en cuenta el modelo de interdependencia regional, la DASI puede conllevar a cambios biomecánicos y funcionales en zonas distantes de la ASI, como por ejemplo la zona cervical y el hallux^{295,296}, lo cual a su vez podría afectar el desempeño funcional en las tareas que impliquen desde la movilidad básica hasta la manipulación de cargas.

Longitud muscular y actividad EMG durante el levantamiento de una carga, teniendo en cuenta la actividad total y durante cada una de sus fases.

Los hallazgos de este estudio no mostraron diferencias en cuanto a la longitud muscular del DA, el BF y los ES entre los grupos evaluados, lo cual sugiere que la disminución de la longitud muscular de estos grupos no constituye una deficiencia

²⁹³ LEWIT, Karel. The muscular and articular factor in movement restriction. *Man Med.* 1986; vol. 2, p.101–4.

²⁹⁴ CHO, Byung-Yun; YOON, Jung-Gyu. The effect of gait training with shoe inserts on the improvement of pain and gait in sacroiliac joint patients. *Journal of physical therapy science*, 2015, vol. 27, no 8, p. 2469-2471.

²⁹⁵ DONTIGNY, Richard L. Wonder why? sacroiliac 201: dysfunction and management, a biomechanical solution. *J Prolother*, 2011, vol. 3, p. 644-652.

²⁹⁶ SUEKI, Derrick G.; CLELAND, Joshua A.; WAINNER, Robert S. A regional interdependence model of musculoskeletal dysfunction: research, mechanisms, and clinical implications. *Journal of manual & manipulative therapy*, 2013, vol. 21, no 2, p. 90-102.

diferencial entre la presencia de DL y de DASI y pueden indicar que en presencia de DASI no se genera un mecanismo compensatorio de acortamiento de estos músculos, a partir del cual se intente mejorar la estabilidad de la ASI. Al revisar la literatura, no se encontraron reportes que evaluaran la longitud de estos músculos en personas con DASI, que permitieran realizar una comparación con los resultados de este estudio.

En relación con el análisis de la actividad EMG, este estudio encontró retraso en la activación del DA en personas con DASI al realizar la actividad del levantamiento de la carga. Este hallazgo es relevante, teniendo en cuenta que el músculo DA es un músculo del esqueleto apendicular que conforma la capa posterior de la FTL y junto con los demás músculos que la conforman, favorecen la estabilidad de la columna lumbar y aumentan el cierre de fuerza de la ASI (27,35,43). Asimismo, está descrito en la literatura la interacción existente entre el DA y el GM contralateral con el fin de mejorar la estabilidad de la ASI y la transferencia de cargas a través del tronco y los MMII²⁹⁷.

Con base en lo anterior, el retraso EMG del DA sugiere una alteración en el control motor de las personas con DASI, disminuyendo así la eficiencia de este músculo como estabilizador de la ASI durante la ejecución de actividades funcionales. De este modo, el retraso EMG del DA en las personas con DASI identificado en este estudio, sugiere fallas en el cierre de fuerza de la ASI y por tanto en la eficacia del sistema muscular para dar una respuesta adecuada y anticipada ante los cambios inesperados, la cual es dependiente del control del sistema nervioso central quien

²⁹⁷ DO CARMO CARVALHAIS, Viviane Otoni, et al. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of biomechanics*, 2013, vol. 46, no 5, p. 1003-1007.

interpreta continuamente el estado de estabilidad y movimiento del cuerpo^{298,299}.

Resultados similares fueron encontrados por Capobianco et al., quienes evaluaron la activación muscular en el paso de sedente a bípedo, encontrando que las personas con DASI presentaron retrasos en la activación del DA, según los autores, esto sugiere una deficiencia en el músculo para activarse de forma anticipatoria al movimiento durante las actividades funcionales³⁰⁰. No se encontraron estudios que evaluaran el levantamiento de cargas en personas con DASI, sin embargo, un estudio que evaluó esta actividad funcional en personas con DL, no encontró diferencias en cuanto al inicio de la activación del DA pero si un retraso al alcanzar el pico de activación en el DA y el EE, los autores describen que este retraso, puede tener un costo, en cuanto a que, el aumento en el tiempo de activación al realizar una tarea, expondrá la columna a un aumento de carga por un periodo más largo de tiempo en las personas con DL³⁰¹.

Estudios en otros grupos musculares han mostrado retrasos en la activación EMG en presencia de dolor e inestabilidad articular. Guzmán et al., reportaron que en lesiones de la rodilla, el cuádriceps mostró retrasos en la activación EMG, reflejado por la alteración del control motor ante las perturbaciones de los MMII ³⁰². Hodges et al., encontraron retraso en la activación de los músculos abdominales en personas con DL, lo que evidenciaba deficiencias, principalmente en la contracción anticipatoria que realizan los músculos del tronco ante los movimientos en los

²⁹⁸ HODGES, Paul W.; MOSELEY, G. Lorimer. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 2003, vol. 13, no 4, p. 361-370.

²⁹⁹ HODGES, Paul W.; TUCKER, Kylie. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 2011, vol. 152, no 3, p. 90-98.

³⁰⁰ CAPOBIANCO, Robyn A., et al. Patients with sacroiliac joint dysfunction exhibit altered movement strategies when performing a sit-to-stand task. *The Spine Journal*, 2018, vol. 18, no 8, p. 1434-1440.

³⁰¹ FERGUSON, Sue A., et al. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, no 10, p. 992-999.

³⁰² BIOMECH. Manual de usuario Biometrics MiniDataLog MWX8.

MMII³⁰³. Adicionalmente, se ha reportado que en sujetos sanos los ES presentan una activación temprana al recibir cargas inesperadas, cosa que no sucede en personas con DL, quienes por el contrario presentan un retraso en la activación EMG³⁰⁴.

Otro hallazgo relevante de este estudio fue que el DAI tuvo aumento de la amplitud RMS en el grupo de DASI, tanto en la actividad total, como en cada una de las fases que comprendía la actividad. Teniendo en cuenta que la DASI fue principalmente en la ASI derecha (47,8% derecha y 21% bilateral), se podría considerar que el aumento de la amplitud RMS obedeció a un mecanismo compensatorio del DAI para mejorar la estabilidad de la ASI al levantar la carga, durante el cual actuaría con el GM derecho para favorecer el cierre de fuerza de la ASI en el lado afectado.

Estos hallazgos son similares a los de Solomonow et al., quienes encontraron que en personas con DL durante el levantamiento de una carga, los músculos presentan aumento en la activación, con el objeto de prevenir un daño adicional causado por la inestabilidad articular^{305,306,307,308}. Igualmente, Marras et al., reportaron que las personas con DL presentaron mayor activación del DA y los abdominales, probablemente con el propósito de mejorar la estabilidad de la columna durante el levantamiento de cargas³⁰⁹.

³⁰³ HODGES, Paul W.; RICHARDSON, Carolyn A. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of spinal disorders*, 1998, vol. 11, no 1, p. 46-56.

³⁰⁴ HODGES, Paul W.; MOSELEY, G. Lorimer. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 2003, vol. 13, no 4, p. 361-370.

³⁰⁵ SOLOMONOW, Moshe, et al. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine*, 1998, vol. 23, no 23, p. 2552-2562.

³⁰⁶ SOLOMONOW, Moshe, et al. Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. *Spine*, 2003, vol. 28, no 12, p. 1235-1248.

³⁰⁷ SOLOMONOW, Moshe, et al. Biomechanics and electromyography of a cumulative lumbar disorder: response to static flexion. *Clinical Biomechanics*, 2003, vol. 18, no 10, p. 890-898.

³⁰⁸ SOLOMONOW, Moshe, et al. Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, vol. 13, no 4, p. 381-396.

³⁰⁹ MARRAS, William S., et al. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *The Spine Journal*, 2004, vol. 4, no 1, p. 64-75.

Por otra parte, el aumento de la amplitud RMS en el músculo DA, puede también ser explicado a partir de la experiencia dolorosa de quienes padecen DASI. En este sentido la nueva teoría de la adaptación, postulada por Hodges et al., enuncia que ante la presencia de dolor, existe redistribución de la actividad muscular dentro de los músculos dolorosos y entre los músculos que rodean el foco del dolor, como un mecanismo protector ante la amenaza lesiva, por lo tanto, el aumento de la amplitud RMS en el DA podría ser el resultado de la redistribución de la actividad muscular a músculos relacionados con la estabilidad de la ASI³¹⁰.

El postulado de Hodges apoya los resultados del estudio de Palsson et al., en el cual se generó dolor pélvico experimental a través de la inyección de solución salina hipertónica sobre el ligamento sacroiliaco posterior y encontraron un aumento bilateral en la amplitud RMS del DA y el BF durante la prueba de elevación activa de pierna recta con retorno a la normalidad de la actividad EMG, una vez disminuía el dolor³¹¹. En un sentido similar, Ferguson et al., encontró, que durante el levantamiento de una carga en personas asintomáticas se activan primero los músculos agonistas y al alcanzar la posición bípeda se activan los antagonistas, mientras que en personas con DL hay una activación tanto de los músculos agonistas como los antagonistas antes de llegar a la posición erecta, lo cual sugiere que estos cambios en la secuencia de activación se dan para ayudar a estabilizar y controlar la columna antes del levantamiento de la carga en las personas con DL³¹². Estudios similares deberían realizarse en personas con DASI para comprobar esta hipótesis.

³¹⁰ LIMA, Maicom, et al. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait & posture*, 2018, vol. 61, p. 250-256.

³¹¹ SHENOY, Shenoy; BALACHANDER, Hemavathi; SANDHU, Jagdeep Singh. Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 2013, vol. 26, no 4, p. 445-450.

³¹² FERGUSON, Sue A., et al. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, no 10, p. 992-999.

Los hallazgos EMG en el DA poseen relevancia clínica al poner en evidencia que durante el levantamiento de una carga, las personas con DASl exhiben cambios en la activación de este músculo que participa en el cierre de fuerza de la ASI; por lo anterior futuros estudios deberían evaluar el efecto del ejercicio sobre el DA en personas con DL causado por DASl mediante la realización de entrenamiento específico dirigido al músculo, con lo cual según la literatura, mejoraría su activación debido a la reorganización en la red neuronal de la corteza motora³¹³.

En cuanto al EE, los resultados mostraron un aumento estadísticamente significativo en amplitud RMS en las personas con DASl durante las fases 1 y 2 del levantamiento de la carga (3 segundos en posición bípeda y fase de flexión respectivamente), lo cual evidencia su papel fundamental en el control motor de la columna vertebral y la ASI, tanto en las posturas estáticas como en las dinámicas. Los hallazgos de este estudio son similares con los de Palsson et al., quienes encontraron que en la presencia del dolor lumbopélvico generado por la inestabilidad de la ASI, los músculos periféricos al sitio doloroso, aumentan su actividad EMG en forma desordenada, para crear un mecanismo de refuerzo ante la alteración del control motor que se presenta en la estructura donde se genera el dolor³¹⁴.

Consecuentemente, el aumento de la actividad EMG en las fases 1 y 2 podría ser el resultado del aumento en la actividad tónica del EE, con el fin de promover la realización de la tarea funcional, compensando las alteraciones del control motor y la pérdida de estabilidad que se evidencia en las personas con disfunción articular y dolor³¹⁵.

³¹³ CROW, Justin; PIZZARI, Tania; BUTTIFANT, David. Muscle onset can be improved by therapeutic exercise: a systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 2011, vol. 12, no 4, p. 199-209.

³¹⁴ SHENOY, Shenoy; BALACHANDER, Hemavathi; SANDHU, Jagdeep Singh. Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 2013, vol. 26, no 4, p. 445-450.

³¹⁵ LIMA, Maicom, et al. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait & posture*, 2018, vol. 61, p. 250-256.

Asociación entre la actividad EMG y las retracciones musculares del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con DL con y sin DASI y sin DL.

No se encontraron asociaciones entre la longitud muscular y la actividad EMG, ni se observó una tendencia específica entre los grupos de estudio, los músculos evaluados y el lado derecho e izquierdo. La ausencia de asociaciones entre la longitud muscular y la actividad EMG puede deberse a que en los 3 grupos de estudio no se encontraron diferencias significativas en cuanto a las retracciones musculares. Adicionalmente, es probable que la severidad de las retracciones encontradas (160° para el DA, 40° para el BF y 4 cm para los ES) no afectaron el desempeño de los participantes durante el levantamiento de la carga³¹⁶ y no fueron suficientes para que se presenten alteraciones en la activación EMG de los músculos evaluados.

Algunos autores que han evaluado la relación entre la actividad EMG y la longitud muscular han encontrado que los ES más flexibles se relajan más tarde y se reactivan más pronto durante la flexoextensión de tronco, mientras que los músculos menos flexibles disminuyen su actividad EMG antes de lograr el máximo ángulo de flexión. Esto según los autores, se debe a que durante los movimientos de columna, el músculo retraído disminuye su acción, sobrecargando las estructuras pasivas, por lo cual disminuye su actividad EMG lo que a la larga favorece la aparición de DL³¹⁷.

Por otro lado Márquez et al., al evaluar la actividad EMG de los isquiotibiales en

³¹⁶ SÁNCHEZ-ZURIAGA, Daniel; ARTACHO-PÉREZ, Carla; BIVIÁ-ROIG, Gemma. Lumbopelvic flexibility modulates neuromuscular responses during trunk flexion–extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2016, vol. 28, p. 152-157.

³¹⁷ HASHEMIRAD, Fahime, et al. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion–extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, no 5, p. 746-753.

personas que no extendían totalmente la rodilla al flexionar el tronco, encontraron que los músculos más flexibles podían tender a reducir la respuesta del huso neuromuscular, con una consecuente reducción de la activación EMG³¹⁸; sin embargo, el autor no sustenta su planteamiento. Se requiere de más estudios que consideren diferentes grados de severidad del acortamiento muscular, para esclarecer si el comportamiento electromiográfico sufre alteraciones en presencia de déficits en la longitud muscular en personas con DASI.

Asociación entre las variables explicatorias de actividad física, antropométricas, sociodemográficas y ocupacionales, con la presencia de retracciones del dorsal ancho, el bíceps femoral y los espinales en personas con DL con y sin DASI y sin DL.

En el presente estudio no se establecieron asociaciones entre la presencia de retracciones de los músculos evaluados con las covariables incluidas. Esto pudo obedecer a que se omitieron variables relevantes que pudieron explicar el resultado esperado en cuanto a longitud muscular ^{319,320}, tales como: el tipo de músculo evaluado, la práctica de AF excesiva, el tipo de AF, la falta de estiramiento muscular, factores emocionales o lesiones previas.

Estudios futuros deberían contemplar otras variables explicatorias que pudieran estar relacionadas con la presencia o no de retracciones, como las ya mencionadas previamente. Asimismo, se deberían equilibrar los grupos por género con el fin de explorar asociaciones o diferencias teniendo en cuenta esta variable. Finalmente, se debería evaluar el tipo de AF que realizan los participantes, con el fin de

³¹⁸ MARQUES, A. P., et al. Effect of frequency of static stretching on flexibility, hamstring tightness and electromyographic activity. Brazilian journal of medical and biological research, 2009, vol. 42, no 10, p. 949-953.

³¹⁹ HEYWARD, Vivian H. Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio. 5th ed. Panamericana EM, editor. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006. 254 p.

³²⁰ IGLESIAS, Teresa. Métodos de bondad de ajuste en regresión logística. Universidad de Granada, 2013.

esclarecer los resultados opuestos que se encuentran en este aspecto, frente al estudio previo del grupo de trabajo. Por lo anteriormente mencionado los resultados del presente estudio deben ser interpretados con precaución y no deben generalizarse a otros tipos de población.

Limitaciones y Fortalezas:

Una limitación del presente estudio, pudo ser que el gesto motor analizado no se acompañó de medidas cinemáticas del movimiento como el video, con el fin de permitir mayor estandarización de la postura de los diferentes segmentos corporales.

Teniendo en cuenta que las alteraciones posicionales del ilion con respecto al sacro podrían conducir a alteraciones posturales, hubiera sido conveniente incluir su evaluación y la medición de la longitud de los MMII.

Adicionalmente, se contempló la ausencia de DL en una ventana de tiempo de 6 meses previos al inicio del estudio, en el grupo control, es probable que haya estado presente el sesgo de memoria y por tanto que los participantes que conformaron este grupo no fueran 100% asintomáticos.

A pesar de las limitaciones mencionadas, este estudio se realizó con alta rigurosidad metodológica, contó con una amplia muestra de participantes y se trató de un estudio pionero en el área por las asociaciones que exploró. Adicionalmente, se usaron instrumentos con adecuadas propiedades psicométricas y se evaluó su reproducibilidad en la prueba piloto, lo que confiere confiabilidad a las mediciones.

Los resultados de este estudio ofrecen una aproximación del comportamiento de los músculos evaluados en cuanto a la longitud muscular y la actividad EMG en las personas con DL y DASI, lo que favorece la comprensión de este fenómeno y

muestra una vez más la complejidad de la ASI, permitiendo a futuro mirar de forma aislada como explicar la patología.

Vale la pena resaltar que este estudio llama la atención sobre el DA, un músculo del esqueleto apendicular relevante para el correcto funcionamiento de la ASI, cuya activación se altera en presencia de DASI. Lo anterior alerta al fisioterapeuta sobre la importancia de incluir el entrenamiento del DA dentro del plan de rehabilitación de personas con DL causado por DASI. Estudios futuros deberían evaluar la efectividad de planes de tratamiento que incluyan el aspecto antes mencionado, con el fin de apoyar la práctica fisioterapéutica basada en la evidencia que favorezca la recuperación funcional, reduzca la recurrencia de los síntomas y mejore la calidad de vida de quienes padecen esta condición.

8. CONCLUSIONES

La DASI está presente en el 30% de las personas con DL y las personas con disfunción manifiestan mayor prevalencia de dolor y limitación funcional entre moderada y severa. Asimismo, se presenta en mayor proporción en mujeres y personas mayores de 24 años y se asocia con factores como-realizar movimientos repetitivos que involucren la columna lumbar y con no cumplir las recomendaciones de AF postuladas por la OMS.

De acuerdo con los resultados obtenidos en este estudio, la presencia de retracciones del DA, los ISQ y los ES no se relaciona con el hecho de tener o no DL o DASI. Adicionalmente, no se encontraron alteraciones en la activación EMG relacionadas con el acortamiento muscular.

Los hallazgos de este estudio respecto al aumento en la amplitud RMS de los músculos DA y EE, indican que en las personas con DASI el déficit en el cierre de fuerza produce cambios en la respuesta EMG de músculos del esqueleto apendicular como el DA y del esqueleto axial como el EE. Estas alteraciones en el control motor pueden ser debidas al dolor y estar presentes como mecanismo compensatorio con el fin de mejorar estabilidad para la transmisión de fuerzas durante el levantamiento de una carga.

El retraso en la latencia del DA, pone en evidencia cómo este músculo del esqueleto apendicular, cambia su patrón de actividad EMG ante la presencia de DASI, lo que a su vez altera su actividad sinérgica con el GM contralateral, afectando por lo tanto el cierre de fuerza durante la ejecución del levantamiento de cargas y la correcta transferencia de fuerzas desde y hacia los miembros inferiores y el tronco, contribuyendo así con la perpetuación de los síntomas.

9. RECOMENDACIONES

De acuerdo a los resultados opuestos encontrados en este trabajo frente al estudio previo de nuestro grupo de investigación, en cuanto a la relación del cumplimiento de las recomendaciones de AF con la DASI, se debería evaluar el tipo de AF que realizan los participantes, con el fin de esclarecer estos hallazgos y continuar investigando acerca del vínculo que existe entre esta variable con la disfunción.

Se recomienda que al momento de plantear protocolos de investigación que incluyan la medición de la actividad EMG, esta se complemente con mediciones cinemáticas, que permitan correlacionar y explicar mejor los hallazgos de la activación EMG.

Los hallazgos electromiográficos del DA reportados en este estudio, demandan la realización de investigaciones que evalúen planes de tratamiento que incluyan el manejo específico para este músculo, complementario a los planes de tratamiento actuales, con el fin de apoyar la rehabilitación de las personas con DASI.

Se sugiere que en la práctica clínica de fisioterapia se realice una atención personalizada e instrumentada, a través de la implementación de la EMGs como recurso de evaluación, de manera que sus resultados contribuyan con la identificación de factores de riesgo biomecánico que puedan estar incidiendo en la perpetuación del DL causado por DASI.

BIBLIOGRAFÍA

ACEVEDO GONZÁLEZ, Juan Carlos. Diagnóstico semiológico del síndrome de disfunción de la articulación sacroiliaca. *Universitas Médica*, 2014, vol. 55, no 1, p. 35-63.

_____; OLIVEROS, Silvia Quintero. Escala de diagnóstico SI5: evaluación de disfunción de la articulación sacroiliaca. *Neurocirugía*, 2015, vol. 26, no 6, p. 268-275.

AGRESTI, Alan. *Analysis of ordinal categorical data*. John Wiley & Sons, 2010.

ALBERT, Hanne; GODSKESEN, Mona; WESTERGAARD, Jes. Prognosis in four syndromes of pregnancy-related pelvic pain. *Acta obstetricia et gynecologica Scandinavica*, 2001, vol. 80, no 6, p. 505-510.

ALCÁNTARA-BUMBIEDRO, Serafina, et al. Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación*, 2006, vol. 40, no 3, p. 150-158.

AL-KHAYER, Ahmad; GREVITT, Michael Paul. The sacroiliac joint: an underestimated cause for low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 2007, vol. 20, no 4, p. 135-141.

ARAB, Amir Massoud, et al. Inter-and intra-examiner reliability of single and composites of selected motion palpation and pain provocation tests for sacroiliac joint. *Manual Therapy*, 2009, vol. 14, no 2, p. 213-221.

AYALA RODRÍGUEZ, Francisco, et al. Pruebas angulares de estimación de la flexibilidad isquiosural: descripción de los procedimientos exploratorios y valores de

referencia. Revista Andaluza de Medicina del Deporte, 2013, vol. 6, no 3, p. 120-128.

AYALA, Francisco, et al. Pruebas angulares de estimación de la flexibilidad isquiosural: análisis de la fiabilidad y validez. Revista Andaluza de Medicina del Deporte, 2012, vol. 5, no 2, p. 67-74.

BARKER, Priscilla Jane, et al. Anatomy and biomechanics of gluteus maximus and the thoracolumbar fascia at the sacroiliac joint. Clinical anatomy, 2014, vol. 27, no 2, p. 234-240.

BARRETT, Kim E., et al. Ganong's review of medical physiology. McGraw-Hill Education, 23th ed. Mc Graw-Hill; 2016. 714 p.

BASHIR, Muhammad Salman, et al. Pattern of changes in latissimus dorsi, gluteus maximus, internal oblique and transverse abdominus muscle thickness among individuals with sacroiliac joint dysfunction. Pakistan journal of medical sciences, 2019, vol. 35, no 3, p. 818.

BASMAJIAN, John V.; DE LUCA, Carlo J. Muscles alive. 5th. Williams and Wilkins, 1985, p. 60-64.

BEALES, Darren John; O'SULLIVAN, Peter Bruce; BRIFFA, N. Kathryn. Motor control patterns during an active straight leg raise in chronic pelvic girdle pain subjects. Spine, 2009, vol. 34, no 9, p. 861-870.

BEAUDETTE, Shawn M.; UNNI, Rudy; BROWN, Stephen HM. Electromyographic assessment of isometric and dynamic activation characteristics of the latissimus dorsi muscle. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2014, vol. 24, no 3, p. 430-436.

BECKER, Ines; WOODLEY, Stephanie J.; STRINGER, Mark D. The adult human pubic symphysis: a systematic review. *Journal of anatomy*, 2010, vol. 217, no 5, p. 475-487.

BENJAMINI, Yoav; YEKUTIELI, Daniel. The control of the false discovery rate in multiple testing under dependency. *Annals of statistics*, 2001, p. 1165-1188.

BIOMEC. Manual de usuario Biometrics MiniDatalog MWX8.

BISSCHOP, Arno, et al. Effects of repetitive movement on range of motion and stiffness around the neutral orientation of the human lumbar spine. *Journal of biomechanics*, 2013, vol. 46, no 1, p. 187-191.

BOETTCHER, Craig E.; GINN, Karen A.; CATHERS, Ian. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *Journal of orthopaedic research*, 2008, vol. 26, no 12, p. 1591-1597.

BOGDUK, Nikolai; JOHNSON, Garth; SPALDING, Deborah. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 1998, vol. 13, no 6, p. 377-385.

BOONSTRA, Anne M., et al. Reliability and validity of the visual analogue scale for disability in patients with chronic musculoskeletal pain. *International journal of rehabilitation research*, 2008, vol. 31, no 2, p. 165-169.

BROADHURST, Norman A.; BOND, Malcolm J. Pain provocation tests for the assessment of sacroiliac joint dysfunction. *Journal of spinal disorders*, 1998, vol. 11, no 4, p. 341-345.

BROLINSON, P. Gunnar; KOZAR, Albert J.; CIBOR, Greg. Sacroiliac joint dysfunction in athletes. *Current Sports Medicine Reports*, 2003, vol. 2, no 1, p. 47-56.

BUCHBINDER, Rachelle, et al. Placing the global burden of low back pain in context. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 2013, vol. 27, no 5, p. 575-589.

CAPOBIANCO, Robyn A., et al. Patients with sacroiliac joint dysfunction exhibit altered movement strategies when performing a sit-to-stand task. *The Spine Journal*, 2018, vol. 18, no 8, p. 1434-1440.

_____, et al. Safety and effectiveness of minimally invasive sacroiliac joint fusion in women with persistent post-partum posterior pelvic girdle pain: 12-month outcomes from a prospective, multi-center trial. *SpringerPlus*, 2015, vol. 4, no 1, p. 570.

CHAN, Chak K.; TIMOTHY, G. Fu; YEOW, Chen-Hua. Comparison of mean frequency and median frequency in evaluating muscle fiber type selection in varying gait speed across healthy young adult individuals. En 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2016. p. 1725-1728.

CHEN, Yung C.; FREDERICSON, Michael; SMUCK, Matthew. Sacroiliac joint pain syndrome in active patients: a look behind the pain. *The Physician and sportsmedicine*, 2002, vol. 30, no 11, p. 30-37.

CHO, Byung-Yun; YOON, Jung-Gyu. The effect of gait training with shoe inserts on the improvement of pain and gait in sacroiliac joint patients. *Journal of physical therapy science*, 2015, vol. 27, no 8, p. 2469-2471.

CHOU, Larry H., et al. Inciting events initiating injection-proven sacroiliac joint syndrome. *Pain Medicine*, 2004, vol. 5, no 1, p. 26-32.

CLAVEL Jr, Alfred L. Sacroiliac joint dysfunction: from a simple pain in the butt to integrated care for complex low back pain. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 2011, vol. 15, no 2, p. 40-50.

COHEN, Steven P. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of anatomy, diagnosis, and treatment. *Anesthesia & Analgesia*, 2005, vol. 101, no 5, p. 1440-1453.

_____; CHEN, Yian; NEUFELD, Nathan J. Sacroiliac joint pain: a comprehensive review of epidemiology, diagnosis and treatment. *Expert review of neurotherapeutics*, 2013, vol. 13, no 1, p. 99-116.

COLLOCA, Christopher J.; HINRICHS, Richard N. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 2005, vol. 28, no 8, p. 623-631.

COLOMBIA. MINISTERIO DE SALUD. Resolución 8430 (4 de octubre de 1993). Por la cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Bogotá: Ministerio de Salud; 1993. p. 1- 12.

CONOVER, William Jay; CONOVER, William Jay. *Practical nonparametric statistics*. 3°. ed. New York: New York Wiley; 1999.

COSTA, Marcus Vinícius Chaffim. *Compressão de sinais de eletromiografia explorando correlação bidimensional*. 2008.

CRISWELL, Eleanor. Cram's introduction to surface electromyography. 2nd ed. Sudbury: Jones and Barlett Publishers; 2011. 436 p.

CROW, Justin; PIZZARI, Tania; BUTTIFANT, David. Muscle onset can be improved by therapeutic exercise: a systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 2011, vol. 12, no 4, p. 199-209.

CUSI, Manuel F. Paradigm for assessment and treatment of SIJ mechanical dysfunction. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2010, vol. 14, no 2, p. 152-161.

CZAPROWSKI, Dariusz, et al. Reliability of measurements of the extension-flexion ratio with surface EMG. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 2015, vol. 28, no 4, p. 827-832.

DANKAERTS, W. O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J Electromyogr Kinesiol*, 2004, vol. 14, p. 333-342.

DAVARIAN, Sanaz, et al. Trunk muscles strength and endurance in chronic low back pain patients with and without clinical instability. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*, 2012, vol. 25, no 2, p. 123-129.

DE LUCA, Gianluca. Fundamental concepts in EMG signal acquisition. 2003. p. 34.

DEPALMA, Michael J.; DIRECTOR, Interventional Spine Care; BIOTECH, Stryker. Multivariable analysis of the relationship between pain referral patterns and the source of chronic low back pain. *Pain physician*, 2012, vol. 15, p. 171-178.

DEPALMA, Michael J.; KETCHUM, Jessica M.; SAULLO, Thomas R. Multivariable analyses of the relationships between age, gender, and body mass index and the source of chronic low back pain. *Pain Medicine*, 2012, vol. 13, no 4, p. 498-506.

_____.; KETCHUM, Jessica M.; SAULLO, Thomas. What is the source of chronic low back pain and does age play a role?. *Pain medicine*, 2011, vol. 12, no 2, p. 224-233.

DESAI, Hetal Sanjay; BISEN, Rahul Singh. Lumbar flexion relaxation phenomenon in the patients with acute and subacute mechanical low back pain and normal subjects. *International Journal of Research in Medical Sciences*, 2017, vol. 5, no 3, p. 1011-1014.

DO CARMO CARVALHAIS, Viviane Otoni, et al. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of biomechanics*, 2013, vol. 46, no 5, p. 1003-1007.

DONTIGNY, Richard L. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain syndrome. *Physical Therapy*, 1990, vol. 70, no 4, p. 250-262.

_____. Function and pathomechanics of the sacroiliac joint: a review. *Physical Therapy*, 1985, vol. 65, no 1, p. 35-44.

_____. Sacroiliac 101: Form and Function—. *Journal of Prolotherapy*, 2011, vol. 3, no 1, p. 561-567.

_____. Wonder why? sacroiliac 201: dysfunction and management, a biomechanical solution. *J Prolother*, 2011, vol. 3, p. 644-652.

DREYFUSS, Paul, et al. The value of medical history and physical examination in diagnosing sacroiliac joint pain. *Spine*, 1996, vol. 21, no 22, p. 2594-2602.

DUNN, Olive Jean. Multiple comparisons among means. *Journal of the American statistical association*, 1961, vol. 56, no 293, p. 52-64.

_____. Multiple comparisons using rank sums. *Technometrics*, 1964, vol. 6, no 3, p. 241-252.

DUSSAULT, Robert G.; KAPLAN, Phoebe A.; ANDERSON, Mark W. Fluoroscopy-guided sacroiliac joint injections. *Radiology*, 2000, vol. 214, no 1, p. 273-277.

FASUYI, Francis Oluwafunsho; FABUNMI, Ayodele A.; ADEGOKE, Babatunde OA. Hamstring muscle length and pelvic tilt range among individuals with and without low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2017, vol. 21, no 2, p. 246-250.

FAUTH, McKenzie L., et al. Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2010, vol. 24, no 4, p. 1131-1137.

FERGUSON, Sue A., et al. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clinical Biomechanics*, 2004, vol. 19, no 10, p. 992-999.

FOLEY, Brian S.; BUSCHBACHER, Ralph M. Sacroiliac joint pain: anatomy, biomechanics, diagnosis, and treatment. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 2006, vol. 85, no 12, p. 997-1006.

FORTIN, Joseph D., et al. Sacroiliac joint innervation and pain. AMERICAN JOURNAL OF ORTHOPEDICS-BELLE MEAD-, 1999, vol. 28, no 12, p. 687-690.

_____, et al. Sacroiliac joint: pain referral maps upon applying a new injection/arthrography technique. Spine, 1994, vol. 19, no 13, p. 1475-1482.

FOX, Matthew. Effect on hamstring flexibility of hamstring stretching compared to hamstring stretching and sacroiliac joint manipulation. Clinical Chiropractic, 2006, vol. 9, no 1, p. 21-32.

GAJDOSIK, Richard L., et al. Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 1993, vol. 18, no 5, p. 614-618.

GALM, Ruth., et al. Sacroiliac joint dysfunction in patients with imaging-proven lumbar disc herniation. European spine journal, 1998, vol. 7, no 6, p. 450-453.

GIL, Sthephany; MACUACÉ, María del Pilar y OROZCO, Ana Yibell. Análisis biomecánico de tres posiciones diferentes para agacharse a recoger un objeto. Escuela Nacional del Deporte; 2010.

GONZÁLEZ MONTESINOS, José Luis, et al. Propuesta de tests de evaluación de la movilidad articular y estudio de los acortamientos musculares en una población universitaria. Revista Española de Educación Física y Deportes, 2009, no 384, p. 63-77.

GONZALEZ-IZAL, Miriam; CADORE, Eduardo Lusa; IZQUIERDO, Mikel. Muscle conduction velocity, surface electromyography variables, and echo intensity during concentric and eccentric fatigue. Muscle & nerve, 2014, vol. 49, no 3, p. 389-397.

GRABINER, Mark M; OWINGS, T. M. EMG differences between concentric and eccentric maximum voluntary contractions are evident prior to movement onset. *Experimental brain research*, 2002, vol. 145, no 4, p. 505-511.

GREENLAND, Sander. Modeling and variable selection in epidemiologic analysis. *American journal of public health*, 1989, vol. 79, no 3, p. 340-349.

GRÖNBLAD, Mats, et al. Intel-correlation and test-retest reliability of the pain disability index (PDI) and the Oswestry disability questionnaire (ODQ) and their correlation with pain intensity in low back pain patients. *The Clinical journal of pain*, 1993, vol. 9, no 3, p. 189-195.

GUPTA, Sanjeeva; HAMEED, Haroon y DIWAN, Sudhir. A systematic evaluation of prevalence and diagnostic accuracy of sacroiliac joint interventions. *Pain physician*, 2012, vol. 15, p. 305-344.

GUZMÁN MUÑOZ, Eduardo Enrique; CONCHA CISTERNAS, Yeny Fabiola. Retraso de la latencia de activación de los músculos vasto medial oblicuo y vasto lateral en individuos con síndrome de dolor patelofemoral. *MHSalud*, 2017, vol. 13, no 2, p. 1659–97.

HALBERTSMA, Jan PK, et al. Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2001, vol. 82, no 2, p. 232-238.

HAMID, Mohamad Shariff A.; ALI, Mohamed Razif Mohamed; YUSOF, Ashril. Interrater and intrarater reliability of the active knee extension (AKE) test among healthy adults. *Journal of physical therapy science*, 2013, vol. 25, no 8, p. 957-961.

HARRISON, Deed E.; HARRISON, Donald D.; TROYANOVICH, Stephan J. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 1997, vol. 20, no 9, p. 607-617.

HASHEMIRAD, Fahime, et al. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion–extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, vol. 19, no 5, p. 746-753.

HERMENS, Hermie J., et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 2000, vol. 10, no 5, p. 361-374.

HERNÁNDEZ CASTRO, John Jairo; MORENO BENAVIDES, Carlos. *Medicina del dolor*. Universidad del Rosario, 2005. 435 p.

HEYWARD, Vivian H. *Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio*. 5th ed. Panamericana EM, editor. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2006. 254 p.

HODGES, Paul W. Pain and motor control: from the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011, vol. 21, no 2, p. 220-228.

_____; MOSELEY, G. Lorimer. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 2003, vol. 13, no 4, p. 361-370.

_____; RICHARDSON, Carolyn A. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of spinal disorders*, 1998, vol. 11, no 1, p. 46-56.

HODGES, Paul W.; TUCKER, Kylie. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 2011, vol. 152, no 3, p. 90-98.

HOSSAIN, Munier; NOKES, Leonard Derek Martin. A model of dynamic sacro–iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. *Medical Hypotheses*, 2005, vol. 65, no 2, p. 278-281.

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

_____, et al. The epidemiology of low back pain. *Best practice & research Clinical rheumatology*, 2010, vol. 24, no 6, p. 769-781.

HUIJBREGTS, Peter. Sacroiliac joint dysfunction: evidence-based diagnosis. *Orthopaedic Division Review*, 2004, vol. 17, p. 18-32.

HUNGERFORD, Barbara; GILLEARD, Wendy; HODGES, Paul. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*, 2003, vol. 28, no 14, p. 1593-1600.

IGLESIAS, Teresa. Métodos de bondad de ajuste en regresión logística. Universidad de Granada, 2013.

JENSEN, Mark P.; CHEN, Connie; BRUGGER, Andrew M. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *The Journal of pain*, 2003, vol. 4, no 7, p. 407-414.

JAMES, Spencer L., et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and

territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *The Lancet*, 2018, vol. 392, no 10159, p. 1789-1858.

JENSEN, Mark P., et al. Comparative reliability and validity of chronic pain intensity measures. *Pain*, 1999, vol. 83, no 2, p. 157-162.

_____; KAROLY, Paul; BRAVER, Sanford. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain*, 1986, vol. 27, no 1, p. 117-126.

JOUKAR, Amin, et al. Sex specific sacroiliac joint biomechanics during standing upright: a finite element study. *Spine*, 2018, vol. 43, no 18, p. 1053-1060.

KAPANDJI, Adalbert I., et al. *Fisiología articular*. 6th ed. Madrid: Panamericana; 2007. 352 p.

KENDALL, Florence Peterson, et al. *Kendall's músculos: pruebas funcionales, postura y dolor*. 5th ed. Philadelphia.: Lippincott, Williams and Wilkins; 2007, p. 625.

KOKMEYER, Dirk J., et al. The reliability of multitest regimens with sacroiliac pain provocation tests. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 2002, vol. 25, no 1, p. 42-48.

KOLBER, Morey J.; HANNEY, William J. The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer: a technical report. *International journal of sports physical therapy*, 2012, vol. 7, no 3, p. 306-13.

KRUSKAL, William H.; WALLIS, W. Allen. Use of ranks in one-criterion variance analysis. *Journal of the American statistical Association*, 1952, vol. 47, no 260, p. 583-621.

LASLETT, Mark, et al. Diagnosing painful sacroiliac joints: A validity study of a McKenzie evaluation and sacroiliac provocation tests. Australian Journal of Physiotherapy, 2003, vol. 49, no 2, p. 89-97.

_____, et al. Diagnosis of sacroiliac joint pain: validity of individual provocation tests and composites of tests. Manual therapy, 2005, vol. 10, no 3, p. 207-218.

_____; WILLIAMS, Maynard. The reliability of selected pain provocation tests for sacroiliac joint pathology. Spine, 1994, vol. 19, no 11, p. 1243-1249.

LEWIT, Karel. The muscular and articular factor in movement restriction. Man Med. 1986; vol. 2, p.101-4.

LI, Yenchen; MCCLURE, Philip W.; PRATT, Neal. The effect of hamstring muscle stretching on standing posture and on lumbar and hip motions during forward bending. Physical therapy, 1996, vol. 76, no 8, p. 836-845.

LIMA, Maicom, et al. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. Gait & posture, 2018, vol. 61, p. 250-256.

LIÑEIRO, Aura Marixa Guerrero; LÓPEZ, María Patricia Gómez. Prevalencia del dolor crónico en Colombia. VIII Estudio Nacional de Dolor, 2014.

LOACH, Alan B., et al. Bonica's Management of Pain, 3rd Edn. John D. Loeser (editor). 2001. 1484 p.

LOZANO-QUIJADA, Carlos, et al. Fiabilidad de los test de diagnóstico de disfunción sacroilíaca y de las pruebas exploratorias de la pelvis. Fisioterapia, 2014, vol. 36, no 2, p. 73-80.

MACRAE, I. F.; WRIGHT, V. Measurement of back movement. Annals of the rheumatic diseases, 1969, vol. 28, no 6, p. 584-589.

MANN, Henry B.; WHITNEY, Donald R. On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. The annals of mathematical statistics, 1947, p. 50-60.

MANTILLA TOLOZA, Sonia C. y GÓMEZ-CONESA, Antonia. El Cuestionario Internacional de Actividad Física. Un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología, 2007, vol. 10, no 1, p. 48-52.

MARQUES, A. P., et al. Effect of frequency of static stretching on flexibility, hamstring tightness and electromyographic activity. Brazilian journal of medical and biological research, 2009, vol. 42, no 10, p. 949-953.

MARRAS, William S., et al. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. The Spine Journal, 2004, vol. 4, no 1, p. 64-75.

MASSOUDARAB, Amir; REZANOURBAKHSH, Mohammad; MOHAMMADIFAR, Ali. The relationship between hamstring length and gluteal muscle strength in individuals with sacroiliac joint dysfunction. Journal of Manual & Manipulative Therapy, 2011, vol. 19, no 1, p. 5-10.

MCCULLAGH, Peter. Generalized linear models. Routledge, 2018.

MEJÍA, Gabriel Enrique, et al. Dolor de la articulación sacroilíaca: Anatomía, Diagnóstico y Tratamiento. Revista de la Sociedad Española del Dolor, 2008, vol. 15, no 3, p. 170-180.

MOSHER, Timothy J., et al. Age dependency of cartilage magnetic resonance imaging T2 relaxation times in asymptomatic women. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 2004, vol. 50, no 9, p. 2820-2828.

NOGAREDA, Silvia y CANOSA, M. "NTP 477: Levantamiento manual de cargas: ecuación del NIOSH." Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales/Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, Madrid, Spain (1998).

NORKIN, Cynthia C.; WHITE, D. Joyce. *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. 3rd ed. F.A Davis company; 2003.

O'SULLIVAN, Peter B., et al. Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine*, 2002, vol. 27, no 1, p. E1-E8.

O'SULLIVAN, Peter B.; BEALES, Darren J. Diagnosis and classification of pelvic girdle pain disorders—Part 1: A mechanism based approach within a biopsychosocial framework. *Manual therapy*, 2007, vol. 12, no 2, p. 86-97.

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD - OMS. *Enfermedades reumáticas*. Ginebra, Suiza; 1992.

ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD - OMS. *Recomendaciones Mundiales Sobre Actividad Física para la Salud*. Ginebra, Suiza: OMS; 2014. 58 p.

PALACIO BETANCOURT, Diego. *Guía de Atención Integral Basada en la Evidencia para Dolor Lumbar Inespecífico y Enfermedad Discal Relacionados con la Manipulación Manual de Cargas y otros Factores de Riesgo en el Lugar de Trabajo (GATI-DLI-ED)(Vol. 2007)*. 2010. 135 p.

PALMER, M. Lynn; EPLER, Marcia E.; EPLER, Marcia F. Fundamentals of musculoskeletal assessment techniques. Lippincott Williams & Wilkins, 1998, p.415.

PALSSON, Thorvaldur S.; HIRATA, Rogerio P.; GRAVEN-NIELSEN, Thomas. Experimental pelvic pain impairs the performance during the active straight leg raise test and causes excessive muscle stabilization. The Clinical journal of pain, 2015, vol. 31, no 7, p. 642-651.

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. Journal of bodywork and movement therapies, 2014, vol. 18, no 4, p. 633-642.

PAYARES, Kelly, et al. Validation in Colombia of the Oswestry disability questionnaire in patients with low back pain. Spine, 2011, vol. 36, no 26, p. 1730-1735.

PEEBLES, Rebecca; JONAS, Christopher E. Sacroiliac joint dysfunction in the athlete: diagnosis and management. Current Sports Medicine Reports, 2017, vol. 16, no 5, p. 336-342.

PINTO, Rodrigo; CÓRDOVA, Víctor. Técnica de Levantamiento Manual de Carga: Actualización de Algunos Conceptos Biomecánicos y Fisiológicos. Ciencia & trabajo, 2009, vol. 11, no 34., p. 193–196.

PRYCE, Robert; KRIELLAARS, Dean. Body segment inertial parameters and low back load in individuals with central adiposity. Journal of biomechanics, 2014, vol. 47, no 12, p. 3080-3086.

RAHALI-KHACHLOUF, Hajer, et al. Validité et reproductibilité des mesures cliniques rachidiennes dans la spondylarthrite ankylosante. En Annales de réadaptation et de médecine physique. Elsevier Masson, 2001. p. 205-212.

RAMÍREZ RAMÍREZ, Carolina; CAMARCO LEMUS, Diana Marina. Disfunção da articulação sacro-ilíaca em jovens com dor lombar. Fisioterapia em Movimento, 2010, vol. 23, no 3, p. 419-428.

_____; GUERRERO AYALA, Liliana; NIÑO PINZÓN, Diana Marcela. Disfunción de la articulación sacro ilíaca: causa potencial de dolor lumbar. Salud UIS. 2007;39:43–53.

REZVANI, Aylin, et al. Validity and reliability of the metric measurements in the assessment of lumbar spine motion in patients with ankylosing spondylitis. Spine, 2012, vol. 37, no 19, p. 1189-1196.

ROBINSON, Hilde Stendal, et al. The reliability of selected motion-and pain provocation tests for the sacroiliac joint. Manual therapy, 2007, vol. 12, no 1, p. 72-79.

ROTA, Samuel, et al. Reliability of EMG normalisation methods for upper-limb muscles. Journal of sports sciences, 2013, vol. 31, no 15, p. 1696-1704.

ROYSTON, J. P. A Simple Method for Evaluating the Shapiro–Francia W' Test of Non-Normality. Journal of the Royal Statistical Society: Series D (The Statistician), 1983, vol. 32, no 3, p. 297-300.

SACCO, Isabel CN, et al. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. Journal of neuroscience methods, 2009, vol. 180, no 1, p. 133-137.

SALECH, M. Felipe; JARA, L. Rafael; MICHEA, A. Luis. Cambios fisiológicos asociados al envejecimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 2012, vol. 23, no 1, p. 19-29.

SÁNCHEZ-ZURIAGA, Daniel; ARTACHO-PÉREZ, Carla; BIVIÁ-ROIG, Gemma. Lumbopelvic flexibility modulates neuromuscular responses during trunk flexion–extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2016, vol. 28, p. 152-157.

SCHAMBERGER, Wolf. Malalignment syndrome in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 2016, vol. 27, no 1, p. 237-317.

SEOANE, África Prado. Influencia del ciclo menstrual en la flexibilidad en natación sincronizada. *AGON: International Journal of Sport Sciences*, 2013, vol. 3, no 2, p. 53-59.

SHARMA, Ajit, et al. Identification and effectiveness of physical therapy interventions for sacroiliac joint dysfunction in pregnant and nonpregnant adults: a systematic review. *Journal of Women's Health Physical Therapy*, 2014, vol. 38, no 3, p. 110-117.

SHENOY, Shenoy; BALACHANDER, Hemavathi; SANDHU, Jagdeep Singh. Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 2013, vol. 26, no 4, p. 445-450.

SHIRI, Rahman, et al. The role of obesity and physical activity in non-specific and radiating low back pain: the Young Finns study. En *Seminars in arthritis and rheumatism*. WB Saunders, 2013. p. 640-650.

SHROUT, Patrick E.; FLEISS, Joseph L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological bulletin*, 1979, vol. 86, no 2, p. 420-428.

SNIJEDERS, Chris J., et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1998, vol. 8, no 4, p. 205-214.

_____; VLEEMING, Andry; STOECKART, Rob. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs: Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clinical biomechanics*, 1993, vol. 8, no 6, p. 285-294.

SOLOMONOW, Moshe, et al. Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. *Spine*, 2003, vol. 28, no 12, p. 1235-1248.

_____, et al. Biomechanics and electromyography of a cumulative lumbar disorder: response to static flexion. *Clinical Biomechanics*, 2003, vol. 18, no 10, p. 890-898.

_____, et al. Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2003, vol. 13, no 4, p. 381-396.

_____, et al. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine*, 1998, vol. 23, no 23, p. 2552-2562.

STATACORP. Stata statistical software. T.X: StataCorp LP; 2016.

STOKES, Maria; YOUNG, Archie. The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clinical Science*, 1984, vol. 67, no 1, p. 7-14.

SUEKI, Derrick G.; CLELAND, Joshua A.; WAINNER, Robert S. A regional interdependence model of musculoskeletal dysfunction: research, mechanisms, and clinical implications. *Journal of manual & manipulative therapy*, 2013, vol. 21, no 2, p. 90-102.

SZADEK, Karolina M., et al. Diagnostic validity of criteria for sacroiliac joint pain: a systematic review. *The Journal of pain*, 2009, vol. 10, no 4, p. 354-368.

TELLI, Hilal; TELLİ, Serkan TELLİ y TOPAL, Murat. The validity and reliability of provocation tests in the diagnosis of sacroiliac joint dysfunction. *Pain physician*, 2018, vol. 21, p. E367-E376.

THE SENIAM PROJECT (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [En línea]. (Recuperado en 15 febrero 2019). Disponible en: <http://www.seniam.org>

TOZZI, Paolo. Selected fascial aspects of osteopathic practice. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2012, vol. 16, no 4, p. 503-519.

VAN DER VEEN, Albert J., et al. Contribution of vertebral bodies, endplates, and intervertebral discs to the compression creep of spinal motion segments. *Journal of biomechanics*, 2008, vol. 41, no 6, p. 1260-1268.

VAN DER WURFF, Peter; BUIJS, Evert J.; GROEN, Gerbrand J. A multitest regimen of pain provocation tests as an aid to reduce unnecessary minimally invasive sacroiliac joint procedures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2006, vol. 87, no 1, p. 10-14.

VAN DER WURFF, Peter; BUIJS, Evert J.; GROEN, Gerbrand J. Intensity mapping of pain referral areas in sacroiliac joint pain patients. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 2006, vol. 29, no 3, p. 190-195.

VILLARROYA APARICIO, M. Adoración. Electromiografía cinesiológica. *Rehabilitación*, 2005, vol. 39, no 6, p. 255-264.

VLEEMING, Adriaan, et al. The sacroiliac joint: an overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *Journal of anatomy*, 2012, vol. 221, no 6, p. 537-567.

VLEEMING, Andry; STOECKART, Rob y SNIJDERS, Christiaan J. The sacrotuberous ligament: a conceptual approach to its dynamic role in stabilizing the sacroiliac joint. *Clinical Biomechanics*, 1989, vol. 4, no 4, p. 201-203.

_____, et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. *Spine*, 1995, vol. 20, no 7, p. 753-758.

VRAHAS, Mark S., et al. Ligamentous contributions to pelvic stability. *Orthopedics*, 1995, vol. 18, no 3, p. 271-274.

VUKICEVIĆ, Slobodan, et al. Holographic analysis of the human pelvis. *Spine*, 1991, vol. 16, no 2, p. 209-214.

WATERS, Thomas R.; PUTZ-ANDERSON, Verm y GARG, Arun. Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation. 94-110. Cincinnati, Ohio: DHHS (NIOSH), 1994, p. 35.

WEKSLER, Natan, et al. The role of sacroiliac joint dysfunction in the genesis of low back pain: the obvious is not always right. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, 2007, vol. 127, no 10, p. 885-888.

WILCOXON, Frank. Individual comparisons by ranking methods. En Breakthroughs in statistics. Springer, New York, NY, 1992. p. 196-202.

WILLARD, Frank H., et al. "The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations." Journal of anatomy 221, no. 6 (2012), p. 507-536.

WORLD HEALTH ORGANIZATION - WHO. Priority Medicines for Europe and the World 2013 Update: Low back pain. Vol. 24, Priority Diseases and reasons for inclusion. 2010.

WYTRĄŻEK, Marcin; HUBER, Juliusz; LISIŃSKI, Przemysław. Changes in muscle activity determine progression of clinical symptoms in patients with chronic spine-related muscle pain. A complex clinical and neurophysiological approach. Functional neurology, 2011, vol. 26, no 3, p. 141-149.

YAGCI, Ilker, et al. Fibromyalgia syndrome in patients with chronic low back pain/Kronik bel agrili hastalarda fibromiyalji sendromu. Turkish Journal of Rheumatology, 2010, vol. 25, no 1, p. 37-40.

ZELLE, Boris A., et al. Sacroiliac joint dysfunction: evaluation and management. The Clinical journal of pain, 2005, vol. 21, no 5, p. 446-455.

ANEXOS

Anexo A. Análisis de artículos relacionados con EMG en dolor musculoesquelético y aspectos neurofisiológicos y biomecánicos de la EMGs

OBJETIVO	POBLACIÓN DE ESTUDIO		VARIABLES	RESULTADOS	CONCLUSIÓN	ANÁLISIS
Eludir la influencia de la disminución de la estabilidad sobre el test de elevación de la pierna recta (ASLR) para investigar el efecto del dolor pélvico experimental sobre el resultado de la prueba.	n: Edad: Género: Grupo de estudio	35 24 años promedio ambos personas sanas inyección de solución salina hipertónica en un lado e isotónica en el opuesto, en el ligamento sacroiliaco posterior.	EMG RMS (recto abdominal, oblicuos externo e interno, Bf, glúteo mayor, erector espinal y DA) 3 tiempos de medición al levantar la extremidad, al sostener y al descender. Umbral de dolor (algómetro)	Aumento de dolor en el lado de inyección hipertónica, pico de dolor según EAV 4 Duración promedio del dolor 613 seg En el lado de solución isotónica sin síntomas ($p=0.001$). Después de la inyección los participantes refieren mayor dificultad para realizar el test ASLR en ambos lados, hipertónica ($p=0.002$) e isotónica ($p=0.02$). Al realizar el ASLR en el lado del dolor, se observa aumento de la actividad EMG en el oblicuo interno y dorsal ancho del mismo lado comparado con la solución isotónica ($p<0.001$), además se encontró aumento de la actividad EMG en oblicuo externo, DA y BF del lado contrario ($p=0.01$). Al realizar el ASLR en el lado contralateral a la inyección hipertónica se observa aumento de la actividad EMG en el lado del dolor en los Oblicuos externo e interno y recto abdominal ($p=0.001$) y aumento de la actividad EMG del oblicuo externo y recto abdominal del lado contrario al dolor ($p=0.001$)	Este estudio demostró como el dolor que se origina en una estructura superficial a la ASI aumenta el esfuerzo subjetivo para realizar el ASLR y la actividad EMG de los músculos estabilizadores de la articulación	Los hallazgos de este estudio se encuentran en concordancia con autores como Hodges et al., quienes postulan que ante la presencia de dolor hay aumento de la actividad EMG de los músculos que rodean una zona dolorosa, lo cual se puede deber a un mecanismo protector para hacer un efecto inmovilizador de la región algida, proporcionando protección para prevenir el aumento de la lesión y favorecer la disminución de los síntomas. El hecho de inyectar solución isotónica en el lado contralateral ofrece un sesgo de confusión debido a que pesar de no reportar presencia de síntomas en el lado de la inyección isotónica, el aumento del esfuerzo percibido al realizar el ASLR comparado con las evaluaciones de la línea de base y el aumento de la actividad EMG de los músculos reportados puede deberse a la lesión causada por la inyección de ese lado y no a los síntomas producidos por el lado doloroso.
n: Edad: Género: Procedencia: +A1:H1 Grupo control:	n: Edad promedio: Género: Procedencia: Grupo de estudio	6 22 años Ambos géneros Estudiantes universitarios Personas sanas que realizaron 3	EMG (Frecuencia media y frecuencia mediana) Recto femoral vasto lateral vasto medial Bíceps femoral Semitendinoso Semimembranoso	FASE DE APOYO: la frecuencia media disminuyó a medida que la velocidad de la marcha aumentó en los músculos recto femoral vastos lateral y medial, bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso, glúteo medio,	Al evaluar los parámetros de frecuencia para determinar el tipo de músculo reclutado en la medida que aumenta la velocidad de la marcha, los resultados sugieren que la Frecuencia media tiene la capacidad de explicar este reclutamiento.	Según la hipótesis de los autores las frecuencias bajas reflejan mayor reclutamiento de fibras tipo I y las frecuencias altas mayor reclutamiento de fibras tipo 2, esto también ha sido confirmado por otros autores como Deluca. Teniendo en cuenta los resultados del presente estudio, los autores postulan que las fibras tipo I presentan

OBJETIVO	POBLACIÓN DE ESTUDIO		VARIABLES	RESULTADOS	CONCLUSIÓN	ANÁLISIS
Grupo dolor:		evaluaciones marcha a velocidad preferida marcha lenta marcha rápida	Glúteo mayor Glúteo medio Tibial anterior Gastrocnemio lateral Gastrocnemio medial Adductor largo	gastrocnemios lateral y medial, abductor largo, ($p < 0.05$ y $p < 0.01$) La frecuencia mediana tuvo el mismo comportamiento excepto en los gastrocnemios. FASE DE BALANCEO: se observa el mismo comportamiento en la frecuencia media durante la fase de apoyo en los músculos recto femoral, vasto lateral y medial, abductor largo, glúteo medio, bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso. La frecuencia mediana presenta el mismo comportamiento excepto en el vasto lateral y el abductor largo.		mayor afinidad con la velocidad de marcha rápida y las fibras tipo II mayor afinidad con la marcha a velocidad lenta, comparada con la marcha al paso preferido. Más estudios se requieren para confirmar este postulado debido a que como es conocido, las fibras tipo II está más relacionadas con actividades que implican velocidad. Adicionalmente los hallazgos del presente estudio destacan a la frecuencia media para detectar los cambios deseados, sin embargo también es conocido que la frecuencia media se afecta por el ruido que se registra durante la EMG, situación que se minimiza con el cálculo de la frecuencia mediana.
Evaluar si la sensación subjetiva de dolor muscular reportada por pacientes con dolor cervical y lumbar inespecífico influye cambios en la fuerza muscular. Abordando el interrogante si el dolor muscular cambia la actividad de las unidades motoras. Este estudio también se llevó a cabo para evaluar si la EMGs durante el estado de relajación y máxima contracción muestra actividad patológica diferente en músculos con o sin puntos gatillo y si hay una posible coexistencia de actividad EMG espontánea ante la presencia de puntos gatillo.	n: Edad: Género: Procedencia: Grupo control: Grupo A: Grupo B: Grupo C:	60 34-67 años Ambos géneros Centros de rehabilitación Personas sin dolor (30) Dolor lumbar y cervical crónico con puntos gatillo (13) Dolor lumbar y cervical crónico sin puntos gatillo (11) Dolor lumbar y cervical transitorio (6)	° Intensidad del dolor ° Duración del dolor ° Número de puntos gatillo ° Fuerza muscular ° EMG (trapecio, glúteo medio, tensor fascia lata y erector espinal)	En todos los grupos la fuerza muscular estuvo disminuida en los músculos evaluados comparados con el grupo control ($p = 0.05$), pero no entre grupos A-C. La amplitud en el registro EMG al reposo, estuvo aumentada en el grupo A, en todos los músculos evaluados y en el grupo B solo en el trapecio y glúteo medio ($p = 0.05$). La amplitud en el registro EMG a la máxima contracción, estuvo disminuida en los 3 grupos de estudio	Los resultados de este estudio proveen aplicabilidad a la EMGs. El fenómeno observado en las personas con puntos gatillo de aumentada amplitud al reposo, con disminución a la máxima contracción, constituye un método no invasivo para la detección de puntos gatillo y diagnóstico de síndrome miofascial.	El estudio fue realizado con alta rigurosidad metodológica, incluyendo varios estudios previos para la selección de la población lo que permitió que esta fuera homogénea y controlas los factores adicionales que pudieran sesgar los resultados. Estos hallazgos muestran como el dolor puede llegar a alterar la activación muscular y con ello afectar el control motor. Asimismo, muestra la aplicabilidad de la EMGs en la detección de puntos gatillo, los cuales podrían también ser tratados con a través de esta herramienta en la modalidad de Biofeedback propuesta inicialmente por Deluca.
1. Determinar si hay diferencias evidentes en la EMG inicial del vasto lateral durante contracciones concéntricas y excéntricas máximas iniciadas desde el mismo ángulo de la rodilla previas al momento en el cual la longitud del músculo cambia. 2. Incluir medidas simultáneas de todos los componentes del cuádriceps	n: Edad promedio: Género: Grupo de estudio:	24 24 años ambos géneros Personas saludables realizan en dinamómetro 3 contracciones concéntricas y 3 excéntricas	1. EMG (vasto lateral e isquiotibiales) 2. EMG (vasto medial y recto anterior)	1. La activación EMG previa al movimiento de la rodilla no fue diferente entre la contracción concéntrica y excéntrica ($p =$ 0.969) La activación EMG del vasto lateral durante la contracción excéntrica máxima fue significativamente menor que la concéntrica máxima ($p = 0.035$)	Los hallazgos del estudio proveen soporte para la afirmación de que el sistema nervioso central implementa diferente comandos motores para las contracciones concéntricas y excéntricas.	El estudio intenta explicar las diferencias en activación que existen en las contracciones concéntricas y excéntricas desde momentos previos a que suceda el acortamiento o elongación del músculo, soportando sus hallazgos en las estrategias que usa el SNC para producir cada tipo de contracción. Otros autores atribuyen la disminución en la activación muscular de acuerdo al tipo de contracción teniendo en cuenta la cantidad de energía que se utiliza en cada una de ellas,

OBJETIVO	POBLACIÓN DE ESTUDIO		VARIABLES	RESULTADOS	CONCLUSIÓN	ANÁLISIS
				2. La activación EMG del vasto medial y recto femoral fue menor en la contracción excéntrica que en la concéntrica ($p=0.009$) Los niveles de coactivación de los isquiotibiales durante la contracción concéntrica y excéntrica no fueron significativamente diferentes ($p=0.81$)		por lo cual una contracción concéntrica utiliza solo el 80% de la energía que una isométrica ya que la restante es necesaria para neutralizar las fuerzas generadas por las estructuras pasivas durante acortamiento. En las contracciones concéntricas se requiere que el torque generado sea superior al de la carga y en la excéntrica que este sea menor, por lo cual se requiere de menor energía para producir la contracción. Futuros estudios que complementen la EMG con otros tipos de estudios del SNC podrán ayudar a esclarecer esta afirmación
Determinar si existe alguna diferencia en la fuerza y resistencia de los extensores de tronco entre pacientes con y sin inestabilidad clínica y compararlo con sujetos sanos.	n: Edad: Género: Grupo control: Grupo Dolor inestable: Grupo dolor sin inestabilidad:	71 26 años promedio Ambos Personas sin dolor (39) Personas con dolor lumbar e inestabilidad (15) Personas con dolor lumbar sin inestabilidad (17)	Fuerza de los extensores (medida en N, determinada por dinamómetro) Tiempo a la fatiga (manteniendo la extensión con el 60% de la fuerza máxima, hasta que la contracción declinara al 35%) EMG Frecuencia mediana (para comprobar el decline de la frecuencia mediana y confirmar la fatiga)	Todos los participantes mostraron declive de la frecuencia mediana asociado a la fatiga muscular. Los pacientes con dolor lumbar crónico e inestabilidad clínica tiene menos fuerza ($p=0.001$) y mayor tiempo a la fatiga ($p=0.02$) comparados con pacientes con DL sin inestabilidad y el grupo control Adicionalmente, el grupo de DL crónico combinado presentó disminución de la fuerza ($p=0.027$) comparados con el grupo control, pero no hubo diferencias en el tiempo a la fatiga ($p>0.05$) Existe una relación negativa entre la fuerza y el tiempo a la fatiga (pearson $-0,6$ $p=0.000$)	Las diferencias entre fuerza y resistencia muscular entre los grupos de estudio proporcionan evidencia de que la población de dolor lumbar crónico debe ser estudiada en subgrupos. Asimismo, la correlación negativa entre fuerza y tiempo a la fatiga sugiere que se debe enfocar el tratamiento en los factores cognitivos comportamentales.	Los resultados de este estudio son consistentes con los postulados de Hodges en cuanto a que el comportamiento motor cambia ante la presencia de dolor crónico por redistribución de la activación a otros grupos musculares vecinos como mecanismo protector de la zona dolorosa, así como reorganización neural. Una limitación del estudio fue el protocolo de fatiga empleado debido a que se realizó con el 60% del esfuerzo máximo, si se tiene en cuenta que se ha descrito que los pacientes con dolor crónico presentan cambios cognitivos conductuales que los llevan a desarrollar estrategias protectoras y anticipación al dolor, estas personas no realizarían su máximo esfuerzo al momento de valorar la fuerza, por lo cual al realizar el protocolo de fatiga harán un esfuerzo mucho menor que las personas sanas lo que favorecería el aumento del tiempo hasta la fatiga.
Investigar si existen diferencias en el sentido de la posición neutra de la columna dorsal y lumbar, y la actividad de los músculos del tronco en sedente y bipedo, en personas con dolor lumbar crónico inespecífico cuando se considera como un todo y subclasificado.	n: Edad: Género: Procedencia: Grupo control: Grupo Dolor Flexor:	130 26 años promedio Ambos Servicio de Fisioterapia de Cardiff y Universidad del Wales Personas sin dolor (38) dolor lumbar	EMG (Multífidos lumbares, iliocostal, oblicuos externo e interno)	En el grupo combinado de DL crónico inespecífico hay aumento de la actividad EMG tanto en bipedo como en sedente al compararlo con el grupo control ($p=0.017$). En el subgrupo de patrón flexor se observó aumento de la actividad EMG en los multífidos en posición bipeda ($p=0.0016$). Los demás músculos no	Se detectaron algunas diferencias en algunos parámetros del control espinal en personas con DL crónico inespecífico, entre ellas aumento de la actividad abdominal comparado con el grupo control. La actividad de los músculos posteriores no fue diferente, excepto para los multífidos en el subgrupo de patrón flexor, estas diferencias muestran la necesidad de considerar la dirección de posicionamiento de la columna para guiar el tratamiento de forma específica	Cuando la columna vertebral se encuentra en un patrón flexor hay disminución de la lordosis lumbar, lo cual cambia la carga a la que están sometidos los multífidos, afectando el control motor, si se tiene en cuenta que estos músculos ya se encuentran sensibilizados por el dolor, se espera un aumento en la actividad muscular para mejorar la estabilidad y como mecanismo protector. Las diferencias de población entre los grupos

OBJETIVO	POBLACIÓN DE ESTUDIO		VARIABLES	RESULTADOS	CONCLUSIÓN	ANÁLISIS
	Grupo Dolor Extensor:	crónico con patrón flexor (51) Dolor lumbar crónico patrón de extensión activa (39)		presentaron diferencias estadísticamente significativas. En el subgrupo de patrón extensor no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los músculos evaluados.		de estudio puede ser una limitación al momento de analizar los resultados.
Determinar el patrón normal de reclutamiento de los músculos del tronco y la cadera al permanecer de pie sobre una sola extremidad y comparar esta respuesta con un grupo de personas con dolor de la articulación sacroiliaca	n: Edad: Género: Grupo control: Grupo Dolor:	28 33 años promedio Masculino Personas sin dolor Personas con dolor en la ASI	Latencia (ADD largo, BF, tensor de la fascia lata, glúteos medio y mayor, multifidos lumbares, oblicuo interno), registro de los músculos en el lado de apoyo	Grupo dolor lado sintomático vs control: retraso en la activación del oblicuo y los multifidos, (p=0.01). BF se activó antes (p=0.03). Grupo dolor lado asintomático vs control: retraso en la activación del oblicuo y los multifidos (p=0.01) pero aún se encuentra en el rango de actividad anticipatoria. Lado sintomático vs asintomático, retraso en la activación del oblicuo, multifidos (p=0.01) y glúteo mayor (p=0.05)	La identificación de un patrón de reclutamiento muscular alterado en sujetos con dolor de la ASI es importante para el manejo conservativo del dolor lumbopélvico.	Los retrasos en la activación de músculos que se relacionan directamente con la estabilidad de la ASI puede deberse a alteraciones en el control motor producido por el dolor. La activación anticipada el BF puede ser un mecanismo compensatorio a la disminución en la estabilidad en la ASI. Una limitación del estudio radica en que las pruebas seleccionadas para realizar la selección de los participantes con dolor sobre la ASI no cuentan con adecuadas propiedades psicométricas para realizar este diagnóstico, por lo cual el dolor de la ASI puede tratarse solo de dolor lumbar sin que su origen sea la ASI
Analizar la actividad de los músculos de la espalda durante cinco actividades funcionales.	n: Edad: Género: Procedencia: Grupo control: Grupo dolor:	80 18-60 Ambos Hospital y centro de educación física de la armada naval Personas sin DL Personas con DL crónico inespecífico	° Intensidad de dolor ° Funcionalidad ° EMG (Longísimo lumbar, iliocostal y multifidos) ° Actividades funcionales (recoger un objeto, dejar un objeto en el suelo, sentarse, levantarse y subir escaleras)	Promedio dolor según EVA 6 Promedio funcionalidad por OSW 40% En general se observó mayor actividad EMG en los pacientes con DL crónico excepto en los multifidos, lado izquierdo, al recoger un objeto (p<0.05).	Pacientes con DL crónico inespecífico mostraron un incremento en la actividad muscular, comparado con participantes asintomáticos. Los hallazgos refuerzan la idea de que ante el DL crónico los pacientes presentan conductas inadaptadas de protección muscular durante las actividades funcionales para proteger la columna.	Los hallazgos de este estudio muestran como ante el dolor se modifican las conductas motoras y se realizan adaptaciones que llevan a alteraciones en la actividad muscular, lo cual puede afectar el control motor y el óptimo desempeño en actividades funcionales. Una debilidad del estudio radica en que los autores no realizan la normalización de los datos de EMG, la cual es ampliamente descrita en la literatura y se considera necesaria debido a que al no contar con valores de referencia para la EMGs, este procedimiento permite que los datos se transformen en una base que los haga comparables.
Evaluar la respuesta refleja de la latencia de los músculos superficiales del tronco, particularmente recto abdominal y erector espinal durante tareas de perturbación en atletas con DL crónico.	n: Edad: Género: Procedencia: Grupo control: Grupo dolor:	49 24 años promedio Ambos Amritsar, Punjab Atletas sin DL (25) Atletas con DL crónico (24) (fútbol, balón mano, hockey, basquetbol)	EMG (recto abdominal y erector espinal) Latencia: desde el momento de la perturbación (esperadas e inesperadas) hasta el inicio de la actividad muscular	La latencia para las perturbaciones esperadas fue similar en ambos grupos. Para las perturbaciones inesperadas estuvo demorada para ambos músculos (p=0.05). La amplitud RMS fue menor en el grupo de DL comparado con el grupo control (p=0.05), excepto en el erector espinal	Los atletas con DL crónico, responden en forma diferente a las perturbaciones esperadas e inesperadas. Ellos muestran retrasos en la latencia y más baja amplitud ante las perturbaciones inesperadas comparados con atletas asintomáticos. Sin embargo en las perturbaciones esperadas resulta en amplitud más baja solo en el recto anterior. Estos hallazgos prueban que los atletas con DL crónico tienen mayor riesgo de DL recurrente y nueva lesión por	Los retrasos en la latencia en condición dolorosa reportados en este estudio son similares a los hallazgos de otros estudios realizados desde la década de los 90, en donde los autores definen que la activación muscular es la primera respuesta motora detectada después de una perturbación impredecible y por lo tanto los retrasos de la latencia muestran una alteración del control motor.

OBJETIVO	POBLACIÓN DE ESTUDIO		VARIABLES	RESULTADOS	CONCLUSIÓN	ANÁLISIS
				para las perturbaciones esperadas ($p=0.53$)	alteraciones de las repuestas musculares ante las perturbaciones.	Por el contrario, la disminución en la amplitud RMS es contraria a lo reportado por otros autores quienes han encontrado aumento en la actividad muscular ante el dolor. Los autores atribuyen estos resultados opuestos al hecho de que la población de estudio está conformada por atletas, sin embargo, esto podría ser un potencial sesgo de confusión por lo cual se requiere de estudios que comparen poblaciones entrenadas y no entrenadas con el fin de comprobar estos resultados.
Determinar la latencia de activación de los músculos vasto medial y lateral en personas con síndrome de dolor patelofemoral.	n: Edad: Género: Casos: Controles:	29 19 - 30 años Femenino sedentarios con dolor patelofemoral (14) Sedentarios sin dolor ni lesión (15)	EMG Latencia de activación (vasto medial y lateral ante perturbaciones antero posteriores)	Las personas con síndrome de dolor patelofemoral presentaron retrasos en la latencia de ambos vastos tanto a las perturbaciones anteriores y posteriores comparadas con el grupo control ($p<0.05$)	El déficit del control motor en forma de inhibición muscular, los patrones de reclutamiento muscular alterados o ambos, han sido reconocidos como causantes de la pérdida del control articular de la rodilla. Esto puede dejar biomecánicamente más vulnerable las articulaciones a sufrir lesiones o ser la causante de dolor.	Los resultados del presente estudio muestran una vez más el retraso de la activación muscular ante las perturbaciones, lo que deja en evidencia que ante la presencia de dolor se pierde la respuesta anticipatoria de los músculos, lo cual es lo esperado para el correcto control motor para el desempeño en las actividades diarias

Anexo B. Variables del estudio

VARIABLE	TIPO DE VARIABLE	UNIDAD DE MEDIDA	INSTRUMENTO
VARIABLE INDEPENDIENTE PRINCIPAL			
Grupo	Nominal	Control DL DL + DASI	Para DASI Test de provocación de dolor (anexo E)
VARIABLE DEPENDIENTE PRINCIPAL			
Retracciones	Cualitativa Dicotómica	Retracción = 1 No retracción = 0	DA: Arco de flexión de hombro < 170° ISQ: Test 90-90 > 20° ESP: Test de Schober < 5cm (Anexo E)
VARIABLES DEPENDIENTES SECUNDARIAS			
Latencia	Cuantitativa Razón	milisegundos	EMG de superficie
Amplitud RMS	Nominal Categórica	0-100%	EMG de superficie
Presencia de dolor	Cualitativa Dicotómica	Si = 1 No = 0	EVA (anexo D y E)
Funcionalidad	Nominal Categórica	20-40 %: leve 40-60%: moderada 60-80%: severa > 80 %: máxima	Índice de discapacidad de Oswestry (anexo G)
VARIABLES INDEPENDIENTES SECUNDARIAS – COVARIABLES			
Nivel de actividad física	Nominal Dicotómica	- Cumple - No cumple recomendaciones AF	IPAQ (Anexo F)
Ocupacional: Tiempo en sedente	Cuantitativa Razón	Número de horas	Formato registro (Anexo D)
Ocupacional: Movimientos repetitivos	Nominal Dicotómica	Si No	Formato registro (Anexo D)
Ocupacional: Manipulación de cargas	Nominal Dicotómica	Si No	Formato registro (Anexo D)
Sociodemográfica: Edad	Cuantitativa Razón	Años cumplidos	Formato registro (Anexo D)
Sociodemográfica: Género	Nominal Dicotómica	F: Femenino M: Masculino	Formato registro (Anexo D)
Antropométrica: Perímetro abdominal	Nominal Categórica	N: Normal A: Aumentado O: Obeso	Formato registro (Anexo D)

Anexo C. Escala de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry

Estas preguntas han sido diseñadas para que el profesional que lo está evaluando conozca hasta qué punto su DL le afecta en su vida diaria. Responda a todas las preguntas señalando en cada una solo aquella respuesta que más se aproxime a su caso. Aunque usted piense que más de una respuesta puede aplicar a su caso, marque solo aquella que describa MEJOR su problema.																																											
<table border="1"> <tr> <th>1. Intensidad de dolor</th> <th>2. Cuidados personales (lavarse, vestirse, etc.)</th> </tr> <tr> <td>Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes</td> <td>Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor</td> </tr> <tr> <td>El dolor es fuerte, pero me arreglo sin tomar calmantes</td> <td>Me las puedo arreglar solo, pero esto me aumenta el dolor</td> </tr> <tr> <td>Los calmantes me alivian completamente el dolor</td> <td>Lavarme, vestirme, etc., me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado</td> </tr> <tr> <td>Los calmantes me alivian un poco el dolor</td> <td>Necesito alguna ayuda, pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo</td> </tr> <tr> <td>Los calmantes apenas me alivian el dolor</td> <td>Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas</td> </tr> <tr> <td>Los calmantes no me quitan el dolor y no los tomo</td> <td>No puedo vestirme, me cuesta lavarme, y suelo quedarme en la cama</td> </tr> <tr> <th>3. Levantar peso</th> <th>4. Andar</th> </tr> <tr> <td>Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor</td> <td>El dolor no me impide andar</td> </tr> <tr> <td>Puedo levantar objetos pesados, pero me aumenta el dolor</td> <td>El dolor me impide andar más de un kilómetro.</td> </tr> <tr> <td>El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ejm. En una mesa)</td> <td>El dolor me impide andar más de 500 metros.</td> </tr> <tr> <td>El dolor me impide levantar objetos pesados, pero si puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo.</td> <td>El dolor me impide andar más de 250 metros</td> </tr> <tr> <td>Solo puedo levantar objetos muy ligeros.</td> <td>Solo puedo andar con bastón o muletas</td> </tr> <tr> <td>No puedo levantar ni elevar ningún objeto</td> <td>Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño</td> </tr> <tr> <th>5. Estar sentado</th> <th>6. Estar de pie</th> </tr> <tr> <td>Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera</td> <td>Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor</td> </tr> <tr> <td>Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera</td> <td>Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera, pero me aumenta el dolor</td> </tr> <tr> <td>El dolor me impide estar sentado más de una hora</td> <td>El dolor me impide estar de pie más de una hora</td> </tr> <tr> <td>El dolor me impide estar sentado más de media hora</td> <td>El dolor me impide estar de pie más de media hora.</td> </tr> <tr> <td>El dolor me impide estar sentado más de diez minutos</td> <td>El dolor me impide estar de pie más de diez minutos</td> </tr> <tr> <td>El dolor me impide estar sentado</td> <td>El dolor me impide estar de pie</td> </tr> </table>		1. Intensidad de dolor	2. Cuidados personales (lavarse, vestirse, etc.)	Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes	Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor	El dolor es fuerte, pero me arreglo sin tomar calmantes	Me las puedo arreglar solo, pero esto me aumenta el dolor	Los calmantes me alivian completamente el dolor	Lavarme, vestirme, etc., me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado	Los calmantes me alivian un poco el dolor	Necesito alguna ayuda, pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo	Los calmantes apenas me alivian el dolor	Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas	Los calmantes no me quitan el dolor y no los tomo	No puedo vestirme, me cuesta lavarme, y suelo quedarme en la cama	3. Levantar peso	4. Andar	Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor	El dolor no me impide andar	Puedo levantar objetos pesados, pero me aumenta el dolor	El dolor me impide andar más de un kilómetro.	El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ejm. En una mesa)	El dolor me impide andar más de 500 metros.	El dolor me impide levantar objetos pesados, pero si puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo.	El dolor me impide andar más de 250 metros	Solo puedo levantar objetos muy ligeros.	Solo puedo andar con bastón o muletas	No puedo levantar ni elevar ningún objeto	Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño	5. Estar sentado	6. Estar de pie	Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera	Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor	Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera	Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera, pero me aumenta el dolor	El dolor me impide estar sentado más de una hora	El dolor me impide estar de pie más de una hora	El dolor me impide estar sentado más de media hora	El dolor me impide estar de pie más de media hora.	El dolor me impide estar sentado más de diez minutos	El dolor me impide estar de pie más de diez minutos	El dolor me impide estar sentado	El dolor me impide estar de pie
1. Intensidad de dolor	2. Cuidados personales (lavarse, vestirse, etc.)																																										
Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes	Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor																																										
El dolor es fuerte, pero me arreglo sin tomar calmantes	Me las puedo arreglar solo, pero esto me aumenta el dolor																																										
Los calmantes me alivian completamente el dolor	Lavarme, vestirme, etc., me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado																																										
Los calmantes me alivian un poco el dolor	Necesito alguna ayuda, pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo																																										
Los calmantes apenas me alivian el dolor	Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas																																										
Los calmantes no me quitan el dolor y no los tomo	No puedo vestirme, me cuesta lavarme, y suelo quedarme en la cama																																										
3. Levantar peso	4. Andar																																										
Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor	El dolor no me impide andar																																										
Puedo levantar objetos pesados, pero me aumenta el dolor	El dolor me impide andar más de un kilómetro.																																										
El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ejm. En una mesa)	El dolor me impide andar más de 500 metros.																																										
El dolor me impide levantar objetos pesados, pero si puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo.	El dolor me impide andar más de 250 metros																																										
Solo puedo levantar objetos muy ligeros.	Solo puedo andar con bastón o muletas																																										
No puedo levantar ni elevar ningún objeto	Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño																																										
5. Estar sentado	6. Estar de pie																																										
Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera	Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor																																										
Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera	Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera, pero me aumenta el dolor																																										
El dolor me impide estar sentado más de una hora	El dolor me impide estar de pie más de una hora																																										
El dolor me impide estar sentado más de media hora	El dolor me impide estar de pie más de media hora.																																										
El dolor me impide estar sentado más de diez minutos	El dolor me impide estar de pie más de diez minutos																																										
El dolor me impide estar sentado	El dolor me impide estar de pie																																										

7. Dormir		8. Actividad sexual	
	El dolor no me impide dormir bien		Mi actividad sexual es normal y no me aumenta el dolor
	Solo puedo dormir si tomo pastillas		Mi actividad sexual es normal, pero me aumenta el dolor
	Incluso tomando pastillas duermo menos de seis horas		Mi actividad sexual es casi normal, pero me aumenta mucho el dolor
	Incluso tomando pastillas duermo menos de cuatro horas		Mi actividad sexual se ha visto muy limitada a causa del dolor
	Incluso tomando pastillas duermo menos de dos horas		Mi actividad sexual es casi nula a causa del dolor
	El dolor me impide totalmente dormir		El dolor me impide todo tipo de actividad sexual
9. Vida social		10. Viajar	
	Mi vida social es normal y no me aumenta el dolor		Puedo viajar a cualquier sitio sin que me aumente el dolor
	Mi vida social es normal, pero me aumenta el dolor		Puedo viajar a cualquier sitio, pero me aumenta el dolor
	El dolor no tiene un efecto importante en mi vida social, pero si impide mis actividades más enérgicas como bailar		El dolor es fuerte, pero aguanto viajes de más de dos horas.
	El dolor ha limitado mi vida social y no salgo tan a menudo		El dolor me limita a viajes de menos de una hora
	El dolor ha limitado mi vida social al hogar		El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de media hora
	No tengo vida social a causa del dolor		El dolor me impide viajar, excepto para ir al médico o al hospital

Anexo D. Registro de actividad física

Actividad física relacionada con la recreación, el deporte y el tiempo libre

AF15. Vamos a indagar sobre las actividades que se hacen en el tiempo libre o de recreación. Le recordamos que tiempo libre, es el tiempo que se tiene para uno mismo, el tiempo en el que usted define voluntariamente que hacer.

AF16. Durante los últimos 7 días, ¿Caminó **por lo menos 10 minutos seguidos**, por recreación, deporte, o en su tiempo libre?

Si..... () 1
No..... () 2 → **Pase a la Pregunta AF19**
NS/ NR () 3 → **Pase a la Pregunta AF19**

La información relacionada con las dos siguientes preguntas (AF17 y AF18) debe ser registrada en la tabla adjunta. Por favor lea y revise el calendario que se muestra en el salón.

AF17. ¿Cuáles días caminó **por lo menos 10 minutos seguidos**, por recreación, deporte, o en su tiempo libre? (*indique con una x en la tabla siguiente*)

AF18. ¿Cuánto tiempo caminó por recreación, deporte, o en su tiempo libre **por lo menos 10 minutos seguidos** y en cada uno de esos días? (*Anote en la tabla siguiente*)

¿Cuáles días?	Día	Nº de horas	Nº de minutos
	Lunes		
	Martes		
	Miércoles		
	Jueves		
	Viernes		
	Sábado		
	Domingo		

AF19. Ahora, piense en actividades físicas que usted haya hecho en su tiempo libre, que requieren un esfuerzo físico moderado. Recuerde que las actividades moderadas hacen que usted respire **algo**

más fuerte de lo normal y pueden incluir: montar bicicleta a paso regular, trotar a un ritmo suave, bailar, practicar yoga o tai Chi, entre otras.

AF20. Durante los últimos 7 días, ¿realizó actividades físicas moderadas en su tiempo libre, por lo menos 10 minutos seguidos?

Si..... () 1 —————> ¿Cuáles? _____
 No..... () 2 —————> **Pase a la Pregunta AF23**
 NS/ NR () 3 —————> **Pase a la Pregunta AF23**

La información relacionada con las dos siguientes preguntas (AF21 y AF22) debe ser registrada en la tabla adjunta. Por favor lea y revise el calendario que se muestra en el salón.

AF21. ¿Cuáles días realizó actividades físicas moderadas en su tiempo libre, por lo menos 10 minutos seguidos? (indique con una x en la tabla siguiente)

AF22. ¿Cuánto tiempo realizó actividades físicas moderadas en su tiempo libre y en cada uno de esos días, por lo menos 10 minutos seguidos? (Anote en la tabla siguiente)

¿Cuáles días?	Día	Nº de horas	Nº de minutos
	Lunes		
	Martes		
	Miércoles		
	Jueves		
	Viernes		
	Sábado		
	Domingo		

AF23. Ahora piense sobre actividades vigorosas que requieren un gran esfuerzo físico que usted haya realizado en su tiempo libre. Recuerde que las actividades vigorosas hacen que usted respire mucho más fuerte de lo normal y pueden incluir: hacer aeróbicos, correr, pedalear rápido bicicleta, nadar rápido, jugar fútbol, jugar basketball, voleyball, escalar, deportes de combate y hacer spinning, entre otros.

AF24. Durante los últimos 7 días, ¿realizó actividades físicas vigorosas en su tiempo libre, por lo menos 10 minutos seguidos? No incluya actividades que usted ya mencionó anteriormente.

Si..... () 1 —————> ¿Cuáles? _____
 No..... () 2 —————> ***Usted ha terminado la encuesta. Gracias por su participación***
 NS/ NR () 3 —————> ***Usted ha terminado la encuesta. Gracias por su participación***

La información relacionada con las dos siguientes preguntas (AF25 y AF26) debe ser registrada en la tabla adjunta. Por favor lea y revise el calendario que se muestra en el salón.

AF25. ¿Cuáles días realizó actividades físicas vigorosas en su tiempo libre, por lo menos 10 minutos seguidos? (indique con una x en la tabla siguiente)

AF26. ¿Cuánto tiempo realizó actividades físicas vigorosas por lo menos 10 minutos seguidos, en su tiempo libre y en cada uno de esos días? (Anote en la tabla siguiente)

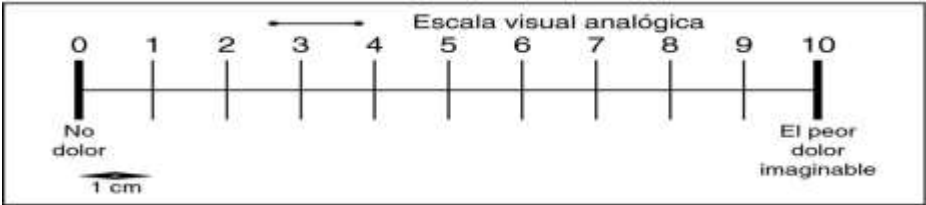
¿Cuáles días?	Día	Nº de horas	Nº de minutos
	Lunes		
	Martes		
	Miércoles		
	Jueves		
	Viernes		
	Sábado		
	Domingo		

GRACIAS POR SU PARTICIPACIÓN

<u>RESULTADO</u>	
-------------------------	--

Cumple recomendaciones = 150 minutos semanales de actividad física moderada - vigorosa

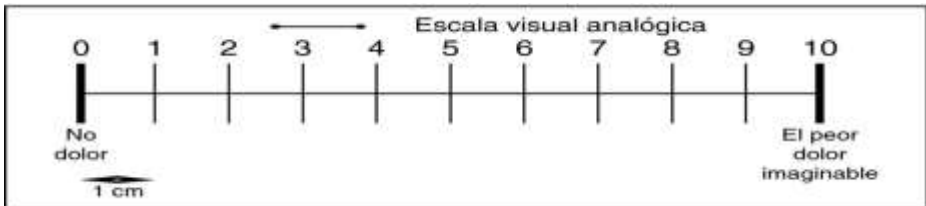
Anexo E. Formato de registro

Fecha:					Hora:				
DATOS DEL PARTICIPANTE									
Código asignado						Documento de identidad			
Nombres y apellidos									
Teléfono fijo						Teléfono móvil			
Nombre de familiar						Teléfono			
Edad en años cumplidos									
Género		Femenino				Masculino			
Perímetro abdominal +					Cm:				
Normal				Aumentado				Obeso	
Ocupación									
Tiempo de evolución del dolor (semanas)									
Dolor al reposo: Marque sobre la línea el dolor que siente cuando está en reposo.									
									
Durante sus actividades diarias realiza movimientos repetitivos? *								SI	NO
¿Durante sus actividades diarias realiza manipulación de cargas? **								SI	NO
Tiempo en sedente: Durante los últimos 7 días ¿cuanto tiempo permaneció sentado en un día en la semana? ***									
Horas por día				Minutos por día				No sabe, no está seguro	
Notas: + Normal (H: <94, M:<84), aumentado (H:94-101,9, M80-87,9), obeso (H: ≥102, M: ≥88) * Movimientos repetitivos: Actividades por ciclos que implican movimientos de flexión y rotación de tronco con una duración inferior a los 30 segundos. ** Manipulación de cargas: levantar, colocar, traccionar o desplazar objetos de más de 3 kg en forma repetida *** Incluya el tiempo sentado en el trabajo, la casa, estudiando y en su tiempo libre, puede incluir el tiempo sentado en un escritorio, visitando amigos, leyendo, mirando televisión (sentado o acostado) etc.									

Anexo F. Formato de examen físico

Código del participante		Fecha		Hora	
-------------------------	--	-------	--	------	--

1. Dolor a la palpación de la ASI.
 Marque sobre la línea el dolor percibido durante la realización de la prueba anterior.

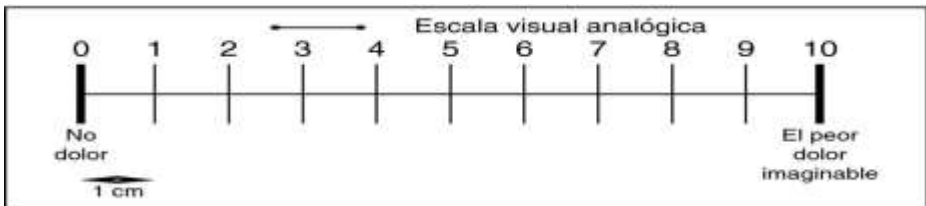


Escala visual analógica

2. Longitud muscular

Músculo	Test 1		Test 2		END FEEL	Promedio	
	DER	IZQ	DER	IZQ		DER	IZQ
DA (°)							
ISQ (°)							
ESP (cm)							

3. Dolor sobre la ASI al movimiento (durante la actividad de levantamiento).
 Marque sobre la línea el dolor percibido durante la realización de la actividad anterior



Escala visual analógica

4. Pruebas de provocación de dolor

Nombre del test	Lado derecho	Lado izquierdo	
Patrick o FABER			
Empuje o cizallamiento sacro			
Compresión			
Empuje de muslo o cizallamiento posterior			
Distracción			
Gaeslen			
DASI NEGATIVA		DASI POSITIVA	LADO

Anexo G. Máximo peso recomendado para la manipulación de cargas

GÉNERO	GRUPO ETARIO	MÁXIMO PESO RECOMENDADO
Mujeres	Menores de 18 años Mayores de 45 años	15 Kg
Hombres	Menores de 18 años Mayores de 45 años	20 Kg
Mujeres	Entre 18 y 45 años	20 Kg
Hombres	Entre 18 y 45 años	25 Kg

Anexo H. Pruebas de provocación de dolor

1. Prueba de Patrick o FABER: El participante en supino, con la extremidad 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 contralateral. 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 (63,64).



2. Test de empuje o Cizallamiento Sacro: El participante en prono, el examinador ubica sus manos sobre el sacro con los codos extendidos y aplica una fuerza hacia abajo, el efecto esperado es una fuerza de corte anterior del sacro sobre ambos ilion, la prueba es positiva si reproduce dolor sobre la ASI (59,183).



3. Test de Compresión: El participante en decúbito lateral al borde de la camilla con las caderas y rodillas flexionadas. El fisioterapeuta se ubica de pie junto al paciente con los miembros superiores en extensión y las palmas de las manos 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 (59,183).



4. Test de Empuje del muslo o Cizallamiento posterior: El participante permanece 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 la línea del fémur orientada verticalmente. El procedimiento es llevado a cabo en ambos lados, el efecto esperado es una fuerza de corte posterior a la ASI ipsilateral (59,183).



5. Test de distracción: durante la prueba el participante permanece en supino. El examinador ubica la mano derecha sobre la cresta ilíaca derecha y la mano izquierda sobre la opuesta y aplica una fuerza dirigida lateral y posteriormente a ambas espinas ilíacas antero-superiores 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 en la ASI (59,183).



6. Test de Gaenslen: El participante permanece 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 participante y una presión contraria es aplicada a la rodilla de la pierna suspendida en dirección al piso. El efecto es una fuerza de rotación posterior a la ASI de la cadera y rodilla flexionada y una fuerza de rotación anterior sobre el lado de la pierna suspendida (59,183).



Anexo I. Formato de consentimiento informado



FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA



VERSIÓN 3

1

CÓDIGO DEL PARTICIPANTE _____

FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

ESTUDIO: Evaluación de la longitud muscular y la actividad electromiográfica del dorsal ancho, los isquiotibiales y los espinales en personas con dolor lumbar con y sin disfunción de la articulación sacroilíaca y personas sin dolor lumbar.

RESPONSABLES:

ZULLY ROCÍO RINCÓN RUEDA. Estudiante Maestría en Fisioterapia.

CAROLINA RAMÍREZ RAMÍREZ. Profesora Asociada-Escuela de fisioterapia-UIS.

Tenga en cuenta que su participación en este proyecto es **absolutamente voluntaria**. Por favor lea con cuidado el documento y haga todas las preguntas que desee hasta su total comprensión.

JUSTIFICACIÓN: Se estima que, a pesar de realizar una valoración clínica adecuada y la aplicación de pruebas diagnósticas modernas, en el 80 al 90% de los casos, la causa del dolor lumbar permanece desconocida. Algunos estudios han establecido que la disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI) puede ser una causa de dolor lumbar y c hasta el 30% de las personas que lo padecen.

Se ha considerado que la función muscular es un factor clave para lograr una articulación sacroilíaca estable y por lo tanto determinante de la presencia de DASI. Los músculos dorsal ancho, biceps femoral y espinales, entre otros han sido identificados, a través de estudios anatómicos y biomecánicos, como importantes para mantener la estabilidad de la articulación sacroilíaca, gracias a su interacción con una estructura localizada en la zona posterior llamada "fascia toracolumbar" se ha observado que la tensión activa de estos músculos genera un efecto compresivo sobre la articulación sacroilíaca.

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 de dicha musculatura y su papel en la estabilización de la articulación sacroilíaca y algunos mencionan el comportamiento eléctrico de los mismos en población sin dolor o en personas con dolor y DASI en actividades estáticas, pero no existen reportes en la literatura sobre el comportamiento de la función muscular en términos de longitud muscular y activación eléctrica, de los músculos mencionados, durante

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER



COMITÉ DE ÉTICA

22 de mayo de 2017



**FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA**



VERSIÓN 3

2

actividades dinámicas funcionales como la manipulación de cargas en personas con dolor lumbar asociado a DASI.

OBJETIVO DEL ESTUDIO: Analizar la longitud muscular y la activación EMG del dorsal ancho, los isquiotibiales y los espinales en personas con y sin disfunción de la articulación sacro ilíaca y sin dolor lumbar.

1. **Propósito:** Este estudio evaluará la longitud muscular y actividad electromiográfica de los músculos, dorsal ancho, bíceps femoral y espinales y su asociación con la presencia de DASI en personas con y sin dolor lumbar, lo cual permitirá mejorar la toma de decisiones sobre el tratamiento en las personas con dolor lumbar causada por DASI y así disminuir la limitación funcional que puede generar.

2. Usted ha sido invitado a participar en este estudio por presentar al menos un episodio de dolor lumbar (entre L5 y el pliegue glúteo), durante los últimos 6 meses de forma continua o intermitente, o por encontrarse entre los 18 y 40 años y no tener dolor lumbar, su participación es absolutamente voluntaria, no posee ningún costo y es importante para el estudio.

3. **Evaluaciones:** Durante el estudio se realizarán las evaluaciones que se describen a continuación, estas serán tomadas en un único día y su ejecución tardará dos horas.

- **Evaluación del dolor y la funcionalidad:** Para evaluar estos dos aspectos usted deberá responder dos cuestionarios cortos en papel, los cuales serán explicados por la fisioterapeuta evaluadora.

- **Longitud muscular:** Es prueba se realiza llevando los músculos a su máxima elongación midiendo el arco de movimiento que realiza la articulación sobre la que actúa.

- **Actividad eléctrica de los músculos:** esta prueba se realiza ubicando sobre su espalda, y muslo posterior unos electrodos que no generan ningún tipo de molestia y que usted tendrá puestos mientras realiza la máxima contracción de cada músculo evaluado y el levantamiento de una carga desde el nivel del suelo, esta prueba será explicada en detalle por la fisioterapeuta evaluadora.

- Pruebas de provocación de dolor: para conocer si usted presenta o no disfunción de la articulación sacroilíaca (DASI), 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.



Patrick o FABER



Empuje sacro



Compresión



Empuje de muslo



Distracción



Gaeslen

Las evaluaciones descritas anteriormente se llevarán a cabo en el Laboratorio de Investigación de la Escuela de Fisioterapia de la UIS, ubicado en la carrera 32 # 29-31, Edificio Orlando Díaz Gómez, primer piso de la facultad de salud. El laboratorio de investigación es para uso exclusivo de los investigadores y al momento de la evaluación se encontrarán al interior la investigadora principal, una fisioterapeuta auxiliar de evaluación y el participante. Durante el tiempo de evaluación la puerta de acceso se encontrará asegurada para garantizar la privacidad del participante. Todos los procedimientos serán aplicados y supervisados por una fisioterapeuta con formación y experiencia profesional de más de 15 años en el área.

Al momento de la valoración, se requiere del uso de ropa que permita realizar la valoración de forma óptima (hombres pantaloneta corta o bóxer; mujeres lycra corta y top)

4. Costos y compensación: Usted no recibirá ninguna compensación económica, como tampoco tendrá costo para usted, ninguno de los procedimientos descritos. Los beneficios que recibirá están relacionados a las evaluaciones que se aplicarán para que usted conozca el estado de su condición física.

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
COMITÉ DE ÉTICA
22 SEP 2017,




**FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA**



VERSIÓN 3

4

Adicionalmente se hará entrega de un plan de recomendaciones de flexibilidad y una cinta para realizar el estiramiento mantenido; los participantes con diagnóstico positivo de DASI, recibirán un plan de recomendaciones para esta condición.

5. Información suministrada: Toda la información suministrada para el desarrollo del presente estudio es actualizada y sustentada con evidencia científica reciente acerca del dolor lumbar y la disfunción de la articulación sacroiliaca.

Así mismo durante el desarrollo de la valoración será informado de los hallazgos que se hagan de su condición, aunque esto pueda afectar su voluntad para continuar participando en el estudio.

6. 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.

7. Riesgos potenciales: Ninguno de los procedimientos realizados implica técnicas invasivas, por lo tanto, los riesgos derivados de su participación son mínimos. Los inconvenientes que posiblemente se pudieran presentar estarían relacionados con la aparición de molestias sobre la articulación, posterior a la aplicación de las pruebas de provocación de dolor o con las pruebas de la longitud muscular, que desaparecerán en el transcurso del día. En caso de que el dolor aparezca el participante recibirá la aplicación de crioterapia con fines analgésicos.

8. Confidencialidad: Los formularios de registro contienen exclusivamente la información importante para el desarrollo del trabajo de investigación y será manejada por uno de los investigadores del equipo; adicionalmente a cada formulario se le asignará un número de codificación, el cual será el que se ingrese a la base de datos durante la sistematización de la información.

La información obtenida y las imágenes fotográficas (en caso que se requieran), solo serán usadas con fines estrictamente académicos y podrá ser divulgada con fines científicos, mediante presentaciones en congresos o publicaciones en revistas científicas, protegiendo la identidad de los participantes y garantizando la confidencialidad en el manejo de toda la información recolectada. Por lo anterior, su nombre y datos personales no serán divulgados en forma alguna.

A menos que Usted dé una autorización específica cuando la ley lo permita, sus resultados personales no estarán disponibles para terceras personas como



FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA



VERSIÓN 3

5

empleadores, organizaciones gubernamentales, compañías de seguros o instituciones educativas. Esto también aplica a su cónyuge, a otros miembros de su familia y a su médico.

Sin embargo, con el objetivo de realizar un manejo adecuado de los datos, un miembro del Comité de Ética de la Universidad Industrial de Santander podrá consultar sus datos y su historia clínica.

9. Financiación: Este proyecto de investigación es financiado recursos provenientes de los grupos de investigación de la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

10. Declaración del participante: 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

SI		NO		FIRMA DE AUTORIZACIÓN	
----	--	----	--	--------------------------	--

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: "Evaluación de la longitud muscular y la actividad electromiográfica del dorsal ancho, los isquiotibiales y los espinales en personas con disfunción de la articulación sacroilíaca".

NOMBRE DEL PARTICIPANTE	FIRMA	HUELLA

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
COMITÉ DE ÉTICA
22.03.2017



**FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE FISIOTERAPIA
MAESTRÍA EN FISIOTERAPIA**



VERSIÓN 3

6

Nombre del testigo		Firma	
Dirección		Teléfono	
Relación con el participante		Fecha de firma	

Responsable de la toma del consentimiento informado

Datos de la investigadora principal: Ft. Zully Rocio Rincón Rueda.

Datos de contacto: Los participantes se pueden comunicar: 6358582; 6344000 Extensión 3147; zullyrocior@gmail.com, móvil 3102289525, Facultad de Salud, Escuela de Fisioterapia, Universidad Industrial de Santander.

Contacto Comité de Ética: Para preguntas o aclaraciones acerca de los aspectos éticos de ésta investigación pueden comunicarse con el coordinador (a) del Comité de Ética en Investigación Científica – CEINCI o con cualquiera de los miembros del comité, al teléfono 6344000 Extensión 3808 o al correo comitedetica@uis.edu.co.

Anexo J. Plan de recomendaciones flexibilidad



Sentado agarre la cinta con las manos, por detrás. Lleve el brazo derecho sobre la cabeza. El brazo izquierdo debe permanecer doblado en la cintura.
Sostenga 20 segundos
Repita 3 veces con cada lado



De pie, agarre la cinta con las manos, por detrás. Inspira mientras levantas el brazo derecho en vertical. Mueve el brazo izquierdo hacia abajo y hacia detrás de la espalda.
Sostenga 20 segundos
Repita 10 veces con cada pierna

Realice todos los estiramientos de forma lenta y sostenida, evitando rebotar.

Recuerde realizar ejercicio al menos 30 minutos, 5 veces a la semana.

Mantenga adecuados hábitos alimenticios para tener un adecuado control de peso.

PROYECTO: Evaluación de la longitud muscular y la actividad electromiográfica del dorsal ancho, los isquiotibiales y los espinales en personas con dolor lumbar con y sin disfunción de la articulación sacroiliaca y personas sin dolor lumbar

INVESTIGADORA PRINCIPAL
Zully Rocío Rincón Rueda



PLAN DE RECOMENDACIONES FLEXIBILIDAD



El estiramiento muscular es útil para mejorar la flexibilidad, al tiempo que sirve para relajar. Es un medio para conseguir una postura corporal equilibrada y así prevenir lesiones o aparición de dolor lumbar.

El estiramiento mejora el mantenimiento de la postura vertical, y brinda mas libertad de movimiento al realizar actividades como caminar, correr o manipular cargas.

Los estiramientos musculares son una actividad que puede ayudar a cuidar su salud postural, y así prevenir las molestias derivadas del exceso de trabajo físico, o de las malas posturas.



Acostado boca arriba lleve las piernas al pecho, con el abdomen contraído y sosténgalas con sus manos. Sostenga por 20 segundos y relaje. Repita 3 veces.



Acostado boca arriba con una pierna doblada, coloque la cinta en el otro pie y extienda la rodilla, con ayuda de la banda levante la pierna. Sostenga 20 segundos. Repita 3 veces con cada pierna.



Sentado doble una pierna y extienda la otra, coloque la cinta en el pie y tire de ella doblando el tronco. Sostenga 20 segundos y realice con la otra extremidad. Repita 3 veces.



En la misma posición cruce una pierna sobre la otra y con sus manos levante la que se encuentra apoyada en la superficie. Sostenga 20 segundos. Repita 3 veces con cada pierna.



Sentado con las dos piernas apoyadas en el suelo. Pasa la cinta por debajo de la planta del pie derecho, que debe mantenerse con los dedos hacia arriba. Tire de la cinta para despegar la pierna derecha. Sostenga 20 segundos. Repita 3 veces con cada pierna.



Sentado coloque la cinta en los pies y extienda las dos piernas, tire de ella doblando el tronco hacia adelante, mantenga el abdomen contraído. Sostenga 30 segundos. Repita 3 veces.

Anexo K. Plan de recomendaciones DASI



En cuadrúpedo sobre los antebrazos, contrayendo el abdomen levante la pierna con la rodilla flexionada. Realice el ejercicio de forma lenta y controlada. Repita 10 veces con cada pierna



En cuadrúpedo sobre sus manos, mantenga el abdomen contraído y levante un brazo y la pierna contraria, manteniendo el tronco estable. Sostenga 15 segundos y realice el lado contrario. Repita 3 veces con cada lado

Recuerde realizar ejercicio al menos 30 minutos, 5 veces a la semana.

Mantenga adecuados hábitos alimenticios para tener un adecuado control de peso.

En caso de presentar dolor lumbar severo consulte a su médico, probablemente requiera de tratamiento de fisioterapia

PROYECTO: Evaluación de la longitud muscular y la actividad electromiográfica del dorsal ancho, los isquiotibiales y los espinales en personas con dolor lumbar con y sin disfunción de la articulación sacroiliaca y personas sin dolor lumbar

INVESTIGADORA PRINCIPAL
Zully Rocío Rincón Rueda



PLAN DE RECOMENDACIONES DASI



Usted presenta diagnóstico de Disfunción de la articulación sacroiliaca (DASI). Esta disfunción es considerada una causa de dolor lumbar.

La realización de ejercicio es útil para mejorar esta condición ya que fortalece los músculos y mejora la estabilidad de la articulación.

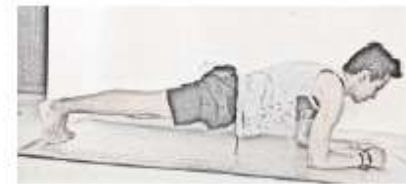
A continuación se describen algunos ejercicios específicos que usted puede realizar.



Acostado presione el abdomen sin dejar de respirar, mientras contrae los glúteos fuertemente uno contra el otro.
Sostenga por 15 segundos y relaje
Repita 3 veces



Con los pies apoyados, levante la cadera mientras contrae el abdomen, respire normalmente.
Sostenga 10 segundos y descansa
Repita 3 veces



Boca abajo sobre los antebrazos y la punta de los pies, eleve el tronco y manténgalo recto, contrayendo el abdomen
Sostenga 15 segundos y descansa
Repita 5 veces



En la misma posición anterior con el abdomen y glúteos contraídos, despegue un pie de la superficie mientras continua contrayendo los músculos.
Sostenga 15 segundos y relaje
Repita 3 veces



En la misma posición anterior con el cuerpo recto levante una pierna y sostenga 5 segundos, luego realícelo con la otra extremidad. Realice el ejercicio de forma lenta y controlada. Manteniendo el tronco estable.
Repita 3 veces con cada lado



En la misma posición anterior levante los pies de forma alterna, contrayendo el abdomen, tratando de mantener el tronco estable. Realice el ejercicio de forma lenta y controlada
Repita 10 veces

Anexo L. Resultados de la prueba piloto

La prueba piloto se realizó entre el 5 y el 14 de octubre de 2017 con el objetivo de evaluar la reproducibilidad y acuerdo de las variables longitud muscular, dolor, funcionalidad y EMG (latencia y amplitud RMS) durante el levantamiento de una carga en posición bípeda simétrica.

Fueron evaluadas 10 personas (7 mujeres y 3 hombres) con DL, entre 18 y 40 años de edad ($32 \pm 4,1$), que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión, con un índice de masa corporal promedio de $27,4 \pm 6,04$. Las valoraciones se realizaron en dos sesiones, con un intervalo de cinco días entre ellas.

En cuanto al procedimiento de evaluación, debido a que en los resultados de longitud muscular la medida no presentó variaciones significativas entre una y otra repetición, se determinó reducir el número de mediciones a 2 y el resultado registrado para el análisis fue el promedio de las dos mediciones.

Los resultados de reproducibilidad medidos a través del CCI 2,1 mostraron una concordancia entre moderada y casi perfecta para las variables evaluadas (ver tabla de resultados de reproducibilidad para longitud muscular, dolor, funcionalidad y EMG). Asimismo, los resultados de la metodología de Bland y Altman mostraron un buen nivel de acuerdo con promedio de las diferencias cercanos a cero, límites de acuerdo del 95%, estrechos para la mayoría de las mediciones (Ver gráficas y tabla de resultados límites de acuerdo de Bland y Altman).

La estandarización de las pruebas encontró una buena reproducibilidad, disminuyendo así la probabilidad de potenciales sesgos de información causados por la aplicación de éstos instrumentos de medición.

Tabla de resultados de reproducibilidad para longitud muscular, dolor, funcionalidad y EMG.

VARIABLE	CCI 2,1	IC 95%
Longitud muscular DAD	0,81*	0,399 – 0,952
Longitud muscular DAI	0,93*	0,76 – 0,98
Longitud muscular BFD	0,83*	0,342 – 0,958
Longitud muscular BFI	0,91*	0,704 – 0,977
Longitud muscular ES	0,91*	0,677 – 0,978
Dolor	0,96*	0,855 – 0,99
Funcionalidad	0,93*	0,667 – 0,984
Latencia DAD	0,49 ***	-0,09 – 0,84
Latencia DAI	0,77 **	0,35 – 0,93
Latencia ISQD	0,59 ***	0,01 – 0,88
Latencia ISQI	0,74 **	0,26 – 0,93
Latencia EED	0,56 ***	-0,06 – 0,87
Latencia EEI	0,46 ***	0,92 – 0,13
RMS DAD	0,46 ***	-0,15 – 0,83
RMS DAI	0,82 *	0,47 – 0,95
RMS BFD	0,42 ***	-0,12 – 0,81
RMS BFI	0,55 ***	-0,01 – 0,86
RMS EED	0,43 ***	-0,27 – 0,82
RMS EEI	0,68 **	0,12 – 0,91

CCI: coeficiente de correlación intraclase, ic: intervalo de confianza, RMS: root mean square,

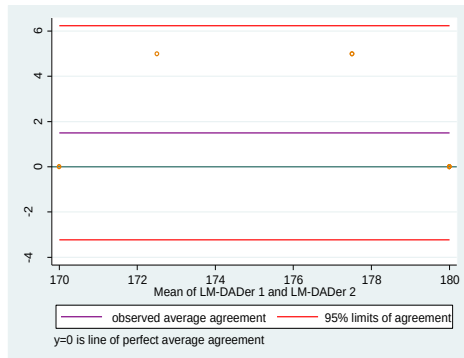
DAD: dorsal ancho derecho, DAI: dorsal ancho izquierdo, BFD: bíceps femoral derecho, BFI: bíceps femoral izquierdo,

EED: erector espinal derecho, EEI: Erector espinal izquierdo *acuerdo casi perfecto, ** acuerdo considerable, ***acuerdo moderado.

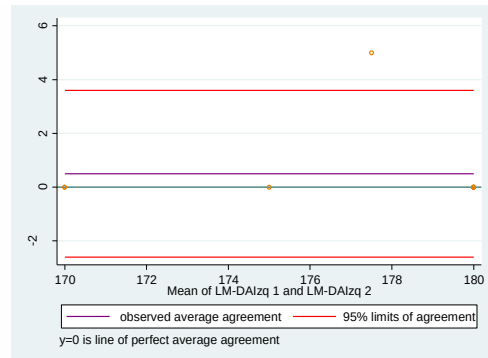
RESULTADOS LÍMITES DE ACUERDO DE BLAND Y ALTMAN

Gráficas límites de acuerdo de Bland y Altman para longitud muscular, funcionalidad y dolor

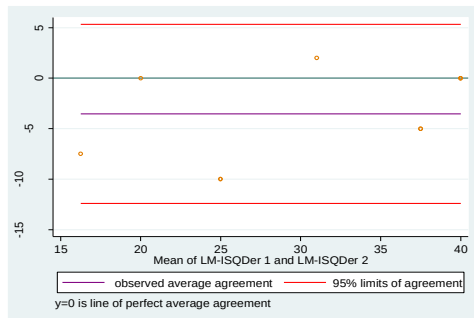
LONGITUD MUSCULAR DAD (°)



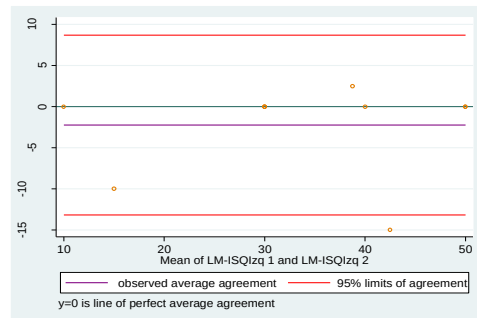
LONGITUD MUSCULAR DAI (°)



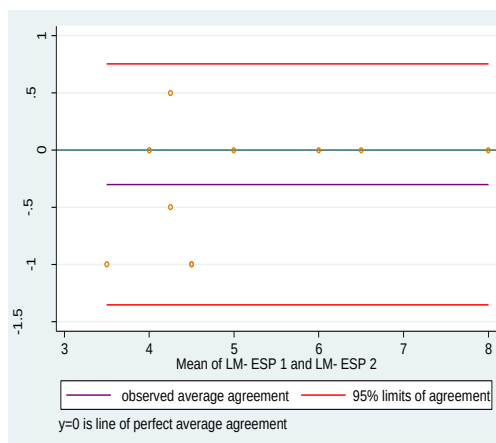
LONGITUD MUSCULAR BFD (°)



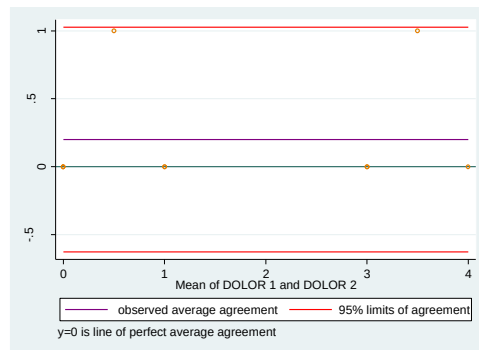
LONGITUD MUSCULAR BFI (°)



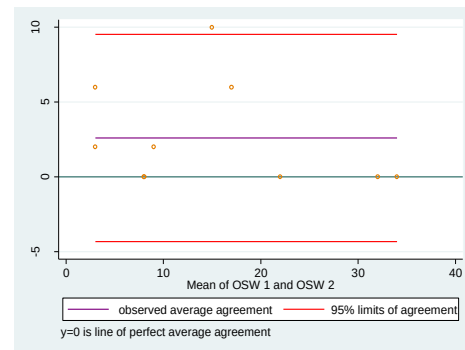
LONGITUD MUSCULAR ES (°)



DOLOR (#)



FUNCIONALIDAD (%)



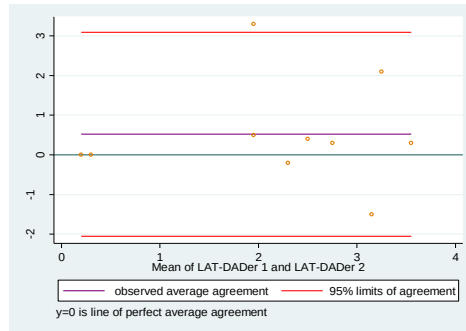
Valores límites de acuerdo de Bland y Altman para latencia y amplitud RMS

VARIABLE	MEDIA DE LAS DIFERENCIAS	DE	LÍMITE INFERIOR	LÍMITE SUPERIOR
Latencia DAD	0.52	1.31	-2.05	3.09
Latencia DAI	0.48	1.04	-1.57	2.53
Latencia BFD	-0.33	1.11	-2.50	1.84
Latencia BFI	0.21	1.13	-2.01	2.43
Latencia EED	0.24	1.19	-2.09	2.57
Latencia EEI	-0.73	2.10	-4.84	3.38
Amplitud DAD	5.71	16.21	-26.07	37.50
Amplitud DAI	2.78	10.21	-17.23	22.79
Amplitud BFD	4.68	7.77	-10.55	19.92
Amplitud BFI	3.15	7.42	-11.38	17.70
Amplitud EED	2.24	17.99	-33.01	37.50
Amplitud EEI	-0.66	10.92	-22.07	20.75

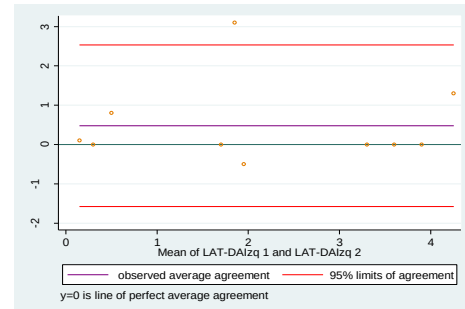
DE: desviación estándar, DAD: Dorsal ancho derecho, DAI: dorsal ancho izquierdo, BFD: Bíceps femoral, derecho, BFI: Bíceps femoral izquierdo, EED: erector espinal derecho, EEI: erector espinal izquierdo.

Gráficas límites de acuerdo de Bland y Altman para latencia y amplitud RMS

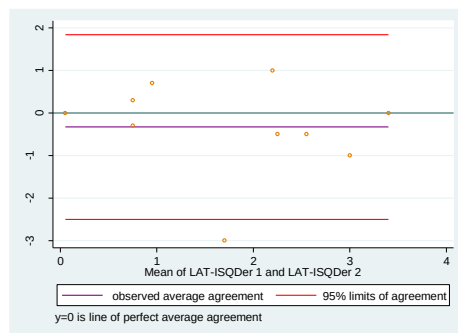
LATENCIA DAD (mseg)



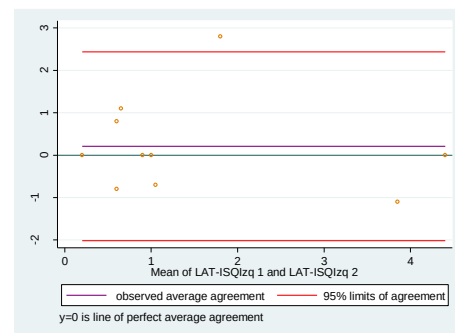
LATENCIA DAI (mseg)



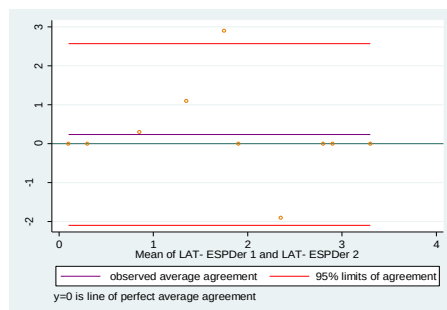
LATENCIA BFD (mseg)



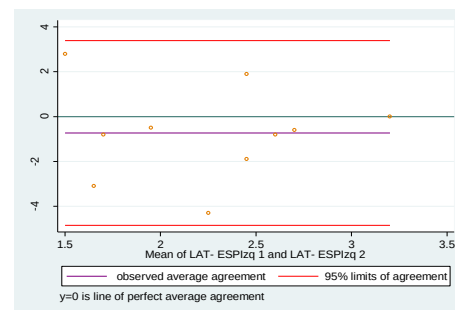
LATENCIA BFI (mseg)



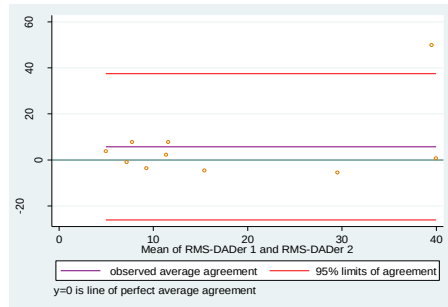
LATENCIA EED (mseg)



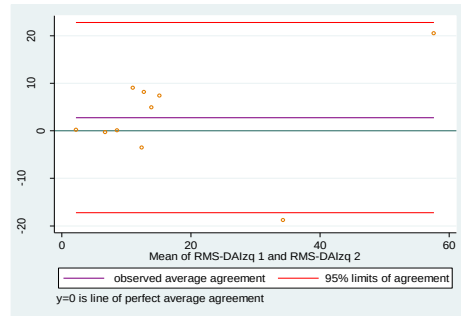
LATENCIA EEI (mseg)



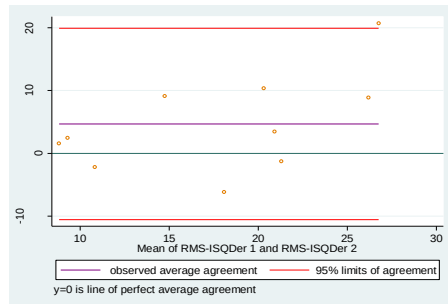
AMPLITUD RMS DAD (%)



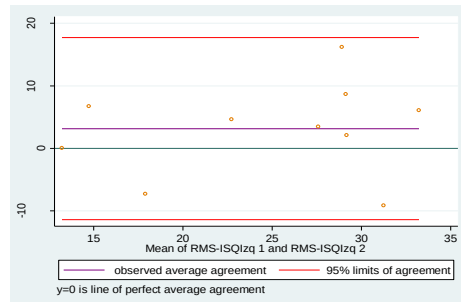
AMPLITUD RMS DAI (%)



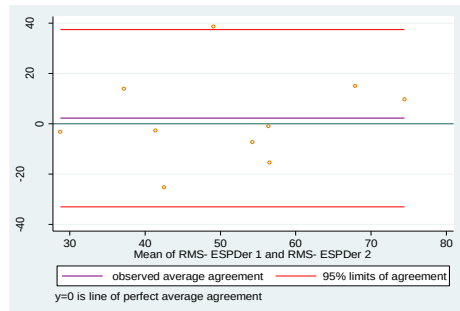
AMPLITUD RMS BFD (%)



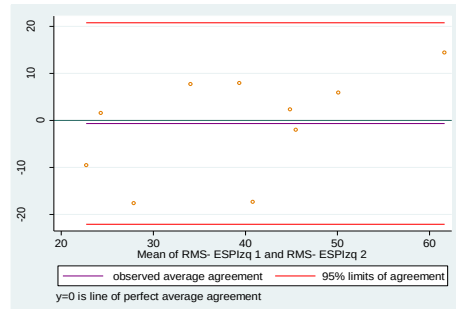
AMPLITUD RMS BFI (%)



AMPLITUD RMS EED (%)

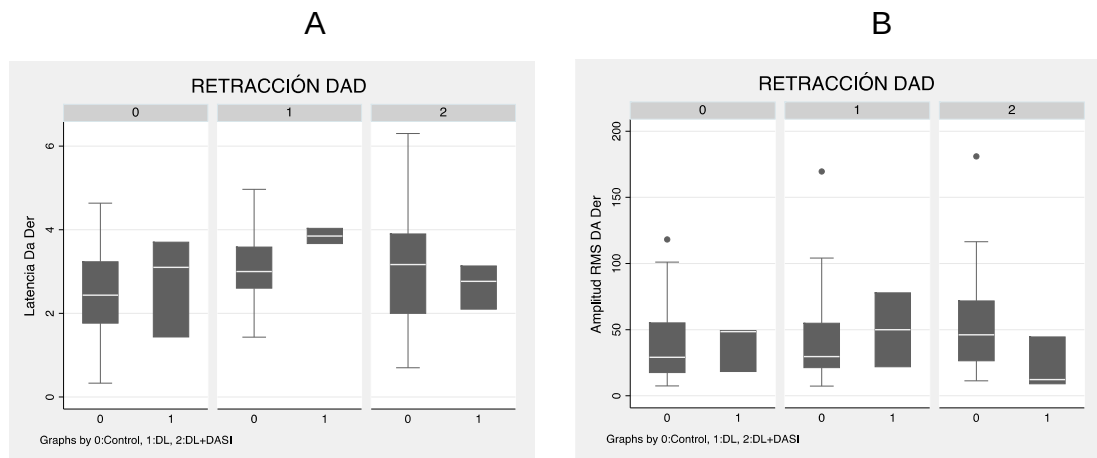


AMPLITUD RMS EEI (%)



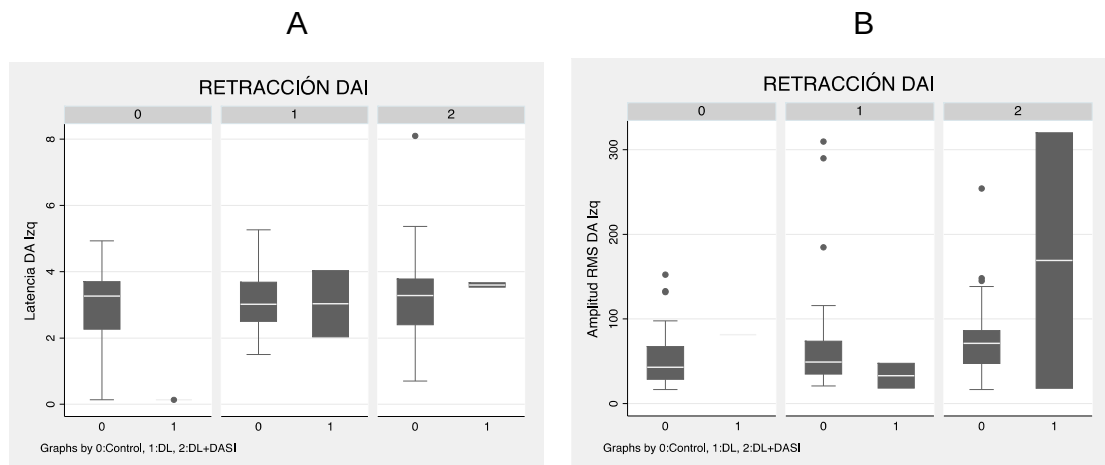
Anexo M. Gráficos de cajas y bigotes para explorar la asociación entre longitud muscular y EMG

Exploración de la asociación entre la Latencia y el RMS con la longitud muscular del dorsal ancho derecho en los 3 grupos de estudio.



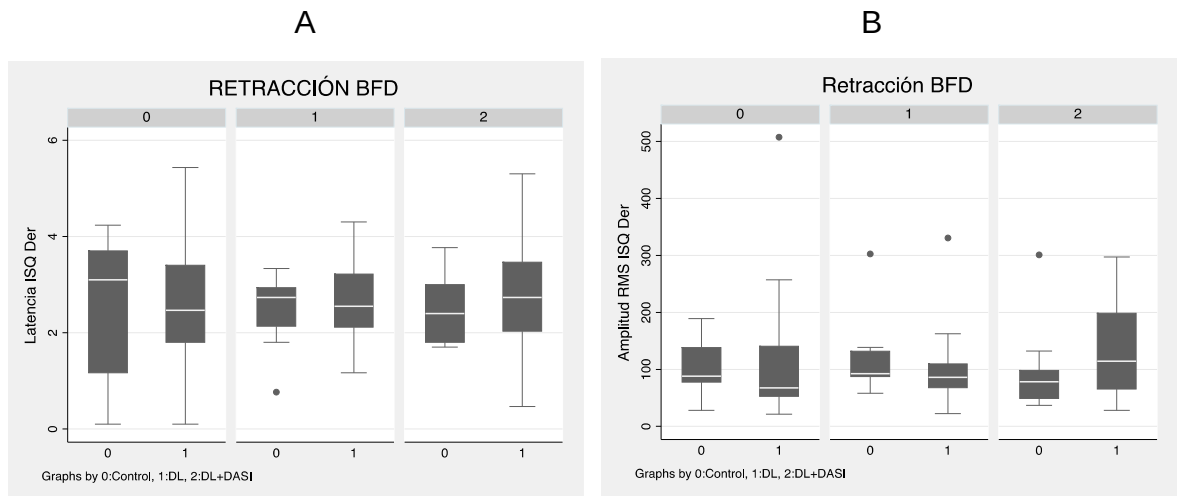
A: Asociación entre latencia y retracciones (0: sin retracción, 1: con retracción) del DAD en los 3 grupos de estudio (0: grupo control, 1: DL, 2: DL + DASI).
 B: Asociación entre RMS y retracciones del DAD.

Exploración de la asociación entre la Latencia y el RMS con la longitud muscular del dorsal ancho izquierdo en los 3 grupos de estudio.



A: Asociación entre latencia y retracciones (0: sin retracción, 1: con retracción) del DAI en los 3 grupos de estudio (0: grupo control, 1: DL, 2: DL + DASI).
 B: Asociación entre RMS y retracciones del DAI.

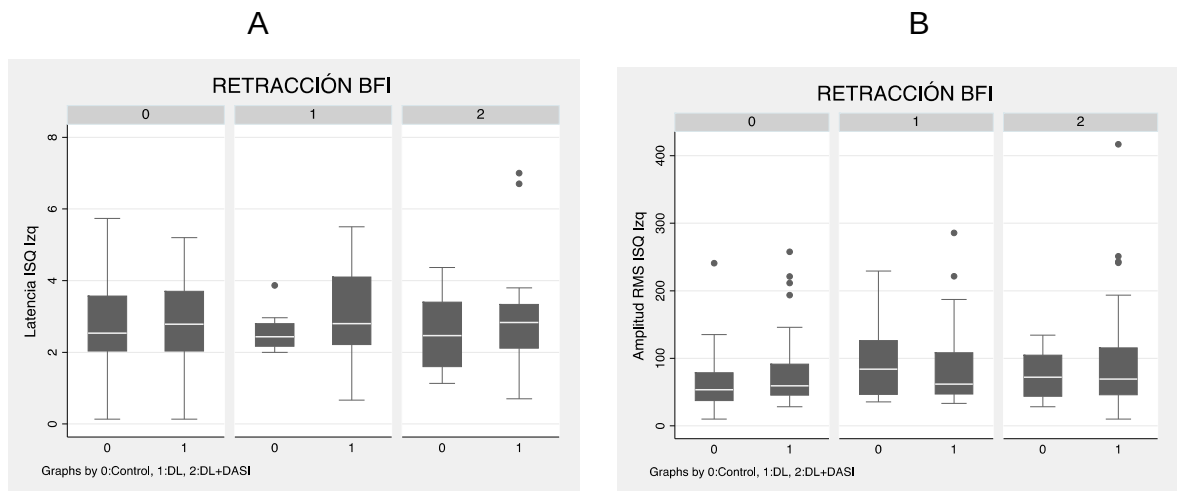
Exploración de la asociación entre la Latencia y el RMS con la longitud muscular del bíceps femoral derecho en los 3 grupos de estudio.



A: Asociación entre latencia y retracciones (0: sin retracción, 1: con retracción) del BFD en los 3 grupos de estudio (0: grupo control, 1: DL, 2: DL + DASI).

B: Asociación entre RMS y retracciones del BFD.

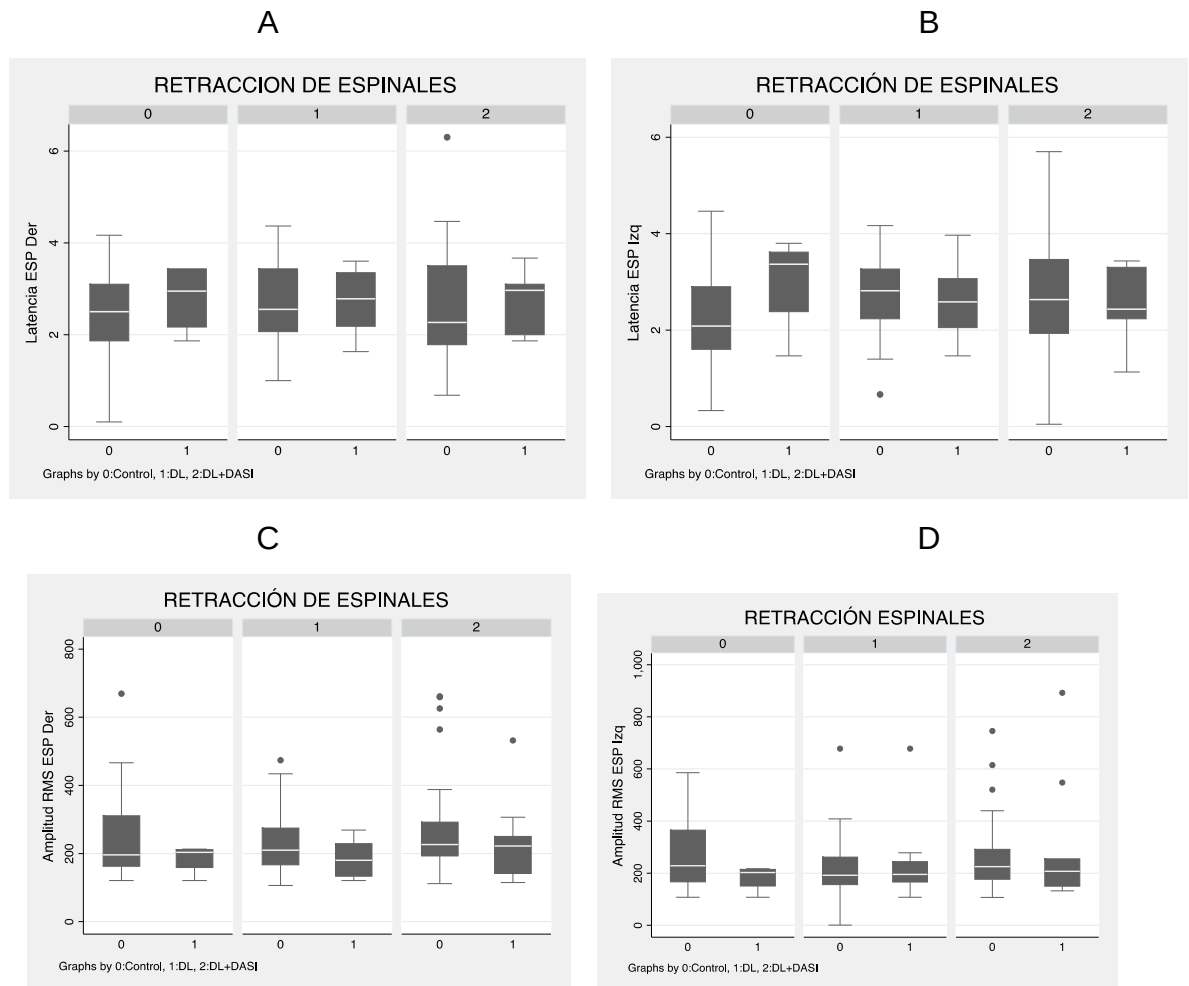
Exploración de la asociación entre la Latencia y el RMS con la longitud muscular del bíceps femoral izquierdo en los 3 grupos de estudio.



A: Asociación entre latencia y retracciones (0: sin retracción, 1: con retracción) del BFI en los 3 grupos de estudio (0: grupo control, 1: DL, 2: DL + DASI).

B: Asociación entre RMS y retracciones del BFI.

Exploración de la asociación entre la Latencia del EE y el RMS con la longitud muscular de los espinales en los 3 grupos de estudio.



A y B: Asociación entre latencia del EE y retracciones (0: sin retracción, 1: con retracción) del lado derecho e izquierdo respectivamente, en los 3 grupos de estudio (0: grupo control, 1: DL, 2: DL + DASI).

C y D: Asociación entre RMS del EE derecho e izquierdo respectivamente y las retracciones de los ES.

Anexo N. Regresiones binomiales para el análisis multivariado

Regresiones binomiales simples, músculo dorsal ancho.

VARIABLE	RP	IC		p
Grupo de referencia (sin dolor)	1			
Grupo 1	0,67	0.12	3.77	0.65
Grupo 2	1	0.21	4.64	1
Edad dicotómica > 24 años	3.11	0.65	14.75	0.15 *
Obeso	0.6	0.08	4.61	0.62
No cumple recomendaciones AF	3.33	0.70	15.82	0.13 *
Movimientos repetitivos	1,28	0.34	4.87	0.72

* Inclusión para la regresión binomial siguiendo las recomendaciones de Greenland

Regresión binomial múltiple, músculo dorsal ancho.

VARIABLE	RP	IC		P
Grupo 0	1			
Grupo + edad	0.75	0.14	4.11	0.75
dicotómica > 24+ No	0.57	0.12	2.66	0.47
cumple	2.53	0.49	13.12	0.26
recomendaciones de	2.84	0.54	14.97	0.22
AF				

Regresiones binomiales simples músculo bíceps femoral.

VARIABLE	RP	IC		p
Grupo de referencia (sin dolor)	1			
Grupo 1	1.22	0.88	1.67	0.22
Grupo 2	1.18	0.84	1.63	0.34
Género femenino	0.64	0.46	0.9	0.01 *
Edad dicotómica > 24 años	1.21	0.94	1.55	0.14 *
Obeso	1.16	0.89	1.52	0.26
No cumple recomendaciones AF	1.17	0.91	1.5	0.22 *
Movimientos repetitivos	1.1.	0.86	1.4	0.46

* Inclusión para la regresión binomial siguiendo las recomendaciones de Greenland.

Regresión binomial múltiple músculo bíceps femoral

VARIABLE		RP	IC		p
Grupo + género + edad dicotómica > 24+ No cumple recomendaciones de AF	Grupo 0	1			
	Grupo 1	1.42	1.1	1.84	0.007
	Grupo 2	1.45	1.12	1.87	0.005
	Género	0.52	0.38	0.71	< 0,0001
	Edad	1.01	1.02	1.02	< 0,0001
	No cumple AF	1.28	1.09	1.51	0.003
Bondad de ajuste p= 0,05					

Regresiones binomiales simples, músculos espinales.

VARIABLE		RP	IC		p
Grupo de referencia (sin dolor)		1			
Grupo 1		3	1.06	8.47	0.038
Grupo 2		2.25	0.76	6.68	0.14
Género femenino		1.57	0.79	3.12	0.2 *
Edad dicotómica > 24 años		1.84	0.89	3.82	0.1 *
Obeso		1.04	0.44	2.48	0.92
No cumple recomendaciones AF		1.97	0.95	4.09	0.07 *
Movimientos repetitivos		1.18	0.59	2.36	0.64
* Inclusión para la regresión binomial siguiendo las recomendaciones de Greenland					

Regresión binomial múltiple, músculos espinales.

VARIABLE		RP	IC		p
Grupo + género + edad dicotómica > 24+ No cumple recomendaciones de AF	Grupo 0	1			
	Grupo 1	3.08	1.11	8.59	0.03
	Grupo 2	1.33	0.41	4.29	0.62
	Género	1.57	0.73	3.33	0.24
	Edad	1.84	0.85	3.98	0.12
	No cumple AF	1.69	0.81	3.51	0.16