



**UNIVERSIDAD DE CUENCA
FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS
CARRERA DE TERAPIA FÍSICA**

**ASOCIACIÓN ENTRE DOLOR Y CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA DE LA ZONA
NEUTRA LUMBAR; HOSPITAL "HOMERO CASTANIER CRESPO.**

**Proyecto de investigación
previo a la obtención de
título de licenciado en
Terapia Física**

- AUTORES:** Illescas Ramos José Fernando.
C.I.: 0104782057
Orellana Moscoso Ismael Fabricio.
C.I.: 0302068309
- DIRECTORA:** Magister Méndez Sacta Viviana Catalina.
C.I: 0104666995
- ASESOR:** Magister Cobos Cobos Diego Fernando.
C.I.: 0104443098

CUENCA-ECUADOR

2017



RESUMEN:

El dolor lumbar es considerado un importante problema de salud pública y está asociado con altos costos socioeconómicos, ausentismo laboral y discapacidad(1). La columna lumbar posee sistemas de estabilización vertebral durante tareas dinámicas (sistema activo y de control); sin embargo, las personas con dolor lumbar presentan cambios morfológicos y de control motor que afectan a su estabilidad.

OBJETIVO: Describir la asociación entre el grado de dolor en la zona lumbar y el nivel de contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra a través del Test de Estabilidad Central de Sahrman; en pacientes que reciben tratamiento en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”.

METODOLOGÍA: Se realizó un estudio correlacional y transversal con 30 personas. Las escalas usadas fueron el test de Estabilidad Central de Sahrman y la Escala Visual Análoga. Los resultados están presentados usando frecuencias, porcentajes y el test de correlación de Spearman.

RESULTADOS: De la muestra estudiada, un 73,3% (n=22) de los pacientes presentaron niveles estabilidad de 0 y 1. El coeficiente de correlación obtenido fue de 0,238 lo que indicaría una débil asociación entre estas variables. Basados en un nivel de significancia de 0,05. Se obtuvo una probabilidad de error del 20,5% ($p > 0,05$).

CONCLUSIÓN: El grado de dolor y el nivel de contracción isométrica parecen no estar relacionados, pero se observó que las personas con dolor lumbar presentan bajos niveles de estabilidad asociadas a cambios en el control motor.

PALABRAS CLAVE: DOLOR LUMBAR, GRADO DE DOLOR, CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA, ZONA NEUTRA, TEST DE ESTABILIDAD CENTRAL DE SAHRMANN, CONTROL MOTOR, UNIDAD STABILIZER BIOFEEDBACK.



ABSTRACT:

Low back pain is considered an important public health problem and is associated with high socioeconomic costs, work absenteeism and disability (1). The lumbar spine has vertebral stabilization systems during dynamic tasks (active and control systems); however, people with low back pain show changes in their morphology and motor control that affect their stability.

OBJECTIVE: Describe the association between the amount of low back pain and the level of isometric activity of the muscles which keep the stability in the neutral zone through the central stability test of Sahrman in the patients that receive treatment in the area of physical therapy of the hospital “Homero Castanier Crespo”.

METHODS: A correlational and cross-sectional study was carried out with 30 people. The scales used were the Sahrman Central Stability Test and the Visual Analog Scale (VAS). The results are presented using frequencies, percentages and the Spearman correlation test.

RESULTS: Of the sample studied a 73.3% (n=22) of the patients presented stability levels of 0 and 1. The coefficient of correlation was 0.238 which would indicate a weak correlation between these variables. Based on a significance level of 0.05. An error probability of 20.5% ($p > 0.05$) was obtained.

CONCLUSION: The degree of pain and the level of isometric contraction seem to be unrelated, but it was observed that people with low back pain have low levels of stability associated with changes in motor control.

KEY WORDS: LOW BACK PAIN, AMOUNT OF PAIN, ISOMETRIC CONTRACTION, NEUTRAL ZONE, SAHRMANN CENTRAL STABILITY TEST, MOTOR CONTROL, STABILIZER BIOFEEDBACK UNIT.



Índice de Contenido

CLAUSULAS DE PROPIEDAD INTELECTUAL.....	7
CLAUSULA DE DERECHOS DE AUTOR.....	9
CAPÍTULO I.....	14
1.1 INTRODUCCIÓN:.....	14
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:	15
1.3 JUSTIFICACIÓN:.....	17
CAPÍTULO II.....	19
2. FUNDAMENTO TEÓRICO.....	19
2.1 DOLOR	19
2.1.1 Tipos de dolor.	19
2.1.2 Dolor y respuestas motoras mediante neurofirmas.....	20
2.1.3 Mecanismos de interpretación del dolor en el cerebro.	20
2.1.4 Clasificación de dolor según el tiempo:.....	21
2.2 DOLOR LUMBAR.....	21
2.2.1 Factores de riesgo para desencadenar dolor lumbar:.....	21
2.2.2 Características demográficas relacionadas con el dolor lumbar:	22
2.3 ZONA NEUTRA LUMBAR.....	22
2.3.1 Subsistema Pasivo.....	23
2.3.2 Subsistema Activo.....	24
2.3.3 Subsistema de Control	28
2.4 CONTROL MOTOR	29
2.4.1 Control motor del tronco y dolor lumbar.	29
2.4.2 Entradas sensoriales que proporcionan información sobre la ubicación y el movimiento actual de los segmentos corporales.....	33
2.4.3 La fatiga como un factor que podría alterar la protección muscular del tronco y el control motor.....	42
2.4.4 Cambios motores como causa o efecto del dolor lumbar.....	43
2.4.5 Modelos de control motor para entender el dolor lumbar.	48
2.5 ESCALA VISUAL ANÁLOGA (EVA).....	51
2.6 EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD CENTRAL.	51
2.6.1 Test de Estabilidad Central de Sahrman.	53
CAPÍTULO III.....	57
3.Objetivos de la investigación.....	57



3.1 Objetivo general:..... 57

3.2 Objetivos específicos: 57

CAPÍTULO IV 58

4. METODOLOGÍA 58

4.1 Tipo de estudio y diseño general. 58

4.2 Área de estudio..... 58

4.3 Criterios de inclusión y exclusión. 58

4.3.1 Criterios de inclusión..... 58

4.3.2 Criterios de exclusión. 58

4.4 VARIABLES. 58

4.4.1 Variables independientes. 58

4.4.2 Variables intervinientes. 59

4.4.3 Variables dependientes. 59

4.4.4 Operacionalización de variables. 59

4.5 Métodos, técnicas e instrumentos:..... 59

4.6 Población de estudio y muestra. 59

4.7 Procedimientos 59

4.8 Materiales y métodos 60

4.9 Procedimientos para la recolección de información e instrumentos a utilizar..... 61

4.10 Métodos para el control y calidad de datos 62

4.11 Procedimientos para garantizar aspectos éticos 62

CAPÍTULO V 64

5.RESULTADOS..... 64

CAPÍTULO VI 74

6.1 DISCUSIÓN. 74

6.2 CONCLUSIONES..... 76

6.3 RECOMENDACIONES..... 76

CAPÍTULO VII 77

7.1 Referencias bibliográficas. 77

7.2 Revisión bibliográfica adicional..... 89

CAPÍTULO VIII 90

8.ANEXOS..... 90

ANEXO No. 1: OPERALIZACIÓN DE VARIABLES 90



ANEXO No.2: CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....	92
ANEXO No.3: FORMULARIO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS.....	93
ANEXO No.4: CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	95
ANEXO No. 5: FOTOS.....	97



CLAUSULAS DE PROPIEDAD INTELECTUAL.



UNIVERSIDAD DE CUENCA

Universidad de Cuenca

Cláusula de responsabilidad

Yo, José Fernando Illescas Ramos, autor del proyecto de investigación **“ASOCIACIÓN ENTRE DOLOR Y CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA DE LA ZONA NEUTRA LUMBAR; HOSPITAL “HOMERO CASTANIER CRESPO”**, certifico que todas las ideas, opiniones y contenidos expuestos en la presente investigación son de exclusiva responsabilidad de su autor.

Cuenca, 07 de marzo del 2017.

José Fernando Illescas Ramos
CI: 0104782057



Universidad de Cuenca
Cláusula de responsabilidad

Yo, Ismael Fabricio Orellana Moscoso, autor del proyecto de investigación **“ASOCIACIÓN ENTRE DOLOR Y CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA DE LA ZONA NEUTRA LUMBAR; HOSPITAL “HOMERO CASTANIER CRESPO”**, certifico que todas las ideas, opiniones y contenidos expuestos en la presente investigación son de exclusiva responsabilidad de su autor.

Cuenca, 07 de marzo del 2017.

Ismael Fabricio Orellana Moscoso
CI: 0302068309



CLAUSULAS DE DERECHO DE AUTOR.



Universidad de Cuenca

Cláusula de derechos de autor

Yo, José Fernando Illescas Ramos, autor del proyecto de investigación **“ASOCIACIÓN ENTRE DOLOR Y CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA DE LA ZONA NEUTRA LUMBAR; HOSPITAL “HOMERO CASTANIER CRESPO”**, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título Licenciado en Terapia Física. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicara afección ninguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, 07 de marzo del 2017.

José Fernando Illescas Ramos
CI: 0104782057



Universidad de Cuenca

Cláusula de derechos de autor

Yo, Ismael Fabricio Orellana Moscoso, autor del proyecto de investigación **“ASOCIACIÓN ENTRE DOLOR Y CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA DE LA ZONA NEUTRA LUMBAR; HOSPITAL “HOMERO CASTANIER CRESPO”**, reconozco y acepto el derecho de la Universidad de Cuenca, en base al Art. 5 literal c) de su Reglamento de Propiedad Intelectual, de publicar este trabajo por cualquier medio conocido o por conocer, al ser este requisito para la obtención de mi título Licenciado en Terapia Física. El uso que la Universidad de Cuenca hiciere de este trabajo, no implicara afección ninguna de mis derechos morales o patrimoniales como autor.

Cuenca, 07 de marzo del 2017.

Ismael Fabricio Orellana Moscoso

CI: 0302068309



AGRADECIMIENTO

Esta tesis no hubiera sido posible sin la colaboración y apoyo brindados por nuestra directora Magister Viviana Méndez y asesor Magister Diego Cobos.

También nos gustaría agradecer al personal del área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” por la acogida ofrecida durante la realización de este estudio.

A nuestros familiares por su apoyo incondicional durante estos años de estudio.

LOS AUTORES



DEDICATORIA

Este estudio va dedicado a todas las personas que llegaron a formar parte de mi vida y me enseñaron a buscar únicamente la verdad sin el prejuicio del amor a mi propia opinión. A mi familia, por el apoyo incondicional y por estar siempre ahí. Gracias.

José Fernando Illescas Ramos.



DEDICATORIA

Con tu cariño y afecto has dirigido siempre cada paso de mi vida, la libertad y confianza que me has ofrecido para encaminarme responsablemente en mis metas y tú apoyo en cada instante, me han inspirado para crecer como persona y hoy como profesional.

Gracias Mami, Nancy Moscoso.

Ismael Orellana Moscoso.

CAPÍTULO I

1.1 INTRODUCCIÓN:

El dolor lumbar es una causa importante de discapacidad con una alta prevalencia en la población en general; y, siendo un factor importante de ausentismo laboral se convierte en un importante problema de salud pública (2-4).

Conviene destacar que la columna lumbar se considera un sistema mecánicamente inestable, pero debido a que posee un sistema muscular y de control que la estabiliza, la columna puede soportar correctamente la carga; y, desempeñar un movimiento controlado evitando así el daño y el dolor (5). Se considera que los músculos que estabilizan la columna se pueden dividir de acuerdo a sus funciones en dos grupos: los músculos estabilizadores locales (tal como el transverso del abdomen, multífidos y músculos del suelo pélvico) y los músculos estabilizadores globales (que no están unidos directamente a la columna vertebral, pero conectan la pelvis a las costillas y a las articulaciones de las piernas). Cuando los músculos locales funcionan adecuadamente, éstos pueden mantener la estabilidad segmentaria, proteger la columna lumbar sin producir fatiga; y, reducir el estrés de las vértebras y los discos intervertebrales (4).

Los individuos con dolor lumbar exhiben cambios en su comportamiento motor, los cuales incluyen a la postura, la activación muscular y el movimiento. Debido a ello se han desarrollado varios modelos para describir el comportamiento motor de la zona lumbar con la contribución de sus distintos componentes. Entre los modelos desarrollados con este fin, está el de Panjabi quien propuso el concepto de zona neutra con la contribución de tres subsistemas en la estabilidad espinal, a diferencia de los conceptos previos que consideraban únicamente la estabilidad pasiva (6). Sin embargo, Hoffman y Gabel en el 2013, propusieron una evolución y expansión del modelo de Panjabi, debido a que se le considera rígido y no toma en cuenta factores como la capacidad del sistema para corregir su movimiento. Por lo tanto, se le añade el modelo de movilidad, debido a que en el aspecto clínico ambos sistemas (estabilidad y movilidad) trabajan sinérgicamente para proporcionar un movimiento adecuado en todo el cuerpo (7). Por ello la visión actual es que la columna lumbar

debe ser considerada dinámicamente ya que su función óptima requiere control durante el movimiento (8).

En tal sentido existe una considerable evidencia de que los músculos del sistema local se ven afectados en el dolor lumbar; ya sea a través de cambios morfológicos, motores o de una actividad muscular retrasada en los músculos estabilizadores profundos. Dicha afección provocaría una alteración dentro del sistema de estabilidad espinal (9). Además, se ha evidenciado la existencia de una relación significativa entre los tests de inestabilidad con la cantidad de dolor y discapacidad en pacientes con dolor lumbar no específico (6).

Tomando en consideración estos factores, se realizó el presente estudio en donde mediante el test de Estabilidad Central de Sahrman y la Escala Visual Análoga (EVA) se describió la asociación entre grado de dolor y la contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra.

1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA:

El dolor lumbar es una de las causas más frecuentes de discapacidad. Su prevalencia es de un 60-85% en la población en general. Se afirma que del 15-20% de los adultos tienen dolor lumbar, de los cuales, la mayoría (90%) es caracterizado como dolor lumbar inespecífico (2).

Así mismo, del 59-84% de la población exhibe síntomas de dolor lumbar en algún momento de su vida, mientras que del 80-90% de estas personas se recuperarán dentro de 6 semanas independientemente de las estrategias usadas para su tratamiento, más del 86% de estos pacientes sufrirá de recurrencia dentro de un año o más (10).

En este sentido el dolor crónico es la causa de discapacidad más común alrededor del mundo, pues afecta del 17-46% de la población (11). En los Estados Unidos más del 50% de las personas están afectadas por dolor lumbar de tipo crónico, siendo la causa principal de ausentismo laboral y discapacidad permanente (4). Ésta al ser una disfunción común, se convierte en el problema más caro de salud en personas entre 20 y 50 años (3).



En cuanto a los costos y repercusión laboral en nuestro país en relación con el contexto mundial, las cifras no varían (12). Es así, que de todos los trastornos músculo esqueléticos, el dolor lumbar causa una importante limitación funcional en el contexto socio laboral. En un estudio realizado en el cantón Cuenca en el área rural y urbana durante el año 2014, se determinó una prevalencia de dolor lumbar del 8,5% en personas mayores de 18 años, el 62% fueron mujeres y el 38% varones, con una media de edad de $40,9 \pm 15,6$ años (13).

Del mismo modo, en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” en el año 2015, fue la principal causa de consulta externa con un promedio mensual de 24 pacientes que asistieron por dolor lumbar, siendo en su mayoría mujeres en un 77%, mientras que en varones representó el 23%. Éstos pacientes se encontraban mayormente entre los rangos de edad de 40-49 años con un 23%, seguido del rango entre los 30-39 años con 18,1% y luego el rango de 20-29 años con 15,3% (14).

Según bibliografía revisada, entre los factores de riesgo para la aparición de dolor lumbar, se incluyen: características antropométricas, hipo e hiper movilidad lumbar, lordosis lumbar reducida, angustia psicológica y lesiones anteriores, así como factores de carga mecánica. Sin embargo, el dolor lumbar es un proceso complejo y multifactorial con componentes pato-anatómicos, neurofisiológicos, físicos y psicosociales que potencialmente contribuyen a la disfunción de la espalda baja. Siguiendo con lo expuesto se ha descrito que del 10-15% del dolor surge de una anomalía anatómica, mientras que el 85% es considerado idiopático (8).

Entre estos factores, para realizar este estudio, se ha tomado en cuenta las alteraciones del control motor usando el modelo de la zona neutra propuesta por Panjabi (estabilidad) y expandida por Hoffman y Gabel (estabilidad y movilidad). Así, es importante conocer si las personas con dolor lumbar tienen un objetivo funcional diferente de aquellos que son sanos, además basados en las estadísticas mundiales y nacionales, se ha planteado esta investigación que describirá la asociación entre contracciones musculares isométricas en la zona neutra (control motor) y el grado de dolor lumbar.

1.3 JUSTIFICACIÓN:

En el Ecuador el dolor lumbar es una causa importante de limitación funcional en el contexto socio laboral; y en el hospital “Homero Castanier Crespo” en el año 2015 fue la principal causa de consulta externa en el área de fisioterapia (13,14). En base a las consideraciones anteriores, el dolor lumbar es un problema transcendental de salud, por lo que han surgido diversas técnicas de evaluación como de tratamiento, en este sentido se han podido constatar mediante revisiones bibliográficas que existe asociación entre el grado de dolor y el control motor de los músculos de la zona neutra lumbar (6).

Con este propósito, se han observado varios métodos que intentan evaluar de forma objetiva la estabilidad central (mediante electromiografía, ultrasonido en tiempo real y resonancia magnética) para posteriormente plantear un tratamiento acorde a las necesidades del paciente. Lamentablemente, uno de los principales inconvenientes en la evaluación objetiva basada en los métodos ya expuestos, es que tienen altos costos, son invasivos (con riesgo de infección en el caso de la electromiografía de aguja fina) y poco aplicables en nuestro medio (1,15,16).

Por ello, se ha optado por utilizar el Test de Estabilidad Central de Sahrman, el cual permite cuantificar el nivel de estabilidad mediante una evaluación funcional de los músculos locales de la zona neutra lumbar (que se han descrito de estar afectados durante periodos de dolor). Adicionalmente, este test usa el transductor de presión Pressure Biofeedback Unit (PBU, Stabilizer, Chattanooga, CA), debido a que éste tiene mayor objetividad con respecto a las demás pruebas clínicas manuales en el ámbito de la fisioterapia, es de menor costo, y se ha constado que tiene una reproductibilidad en un rango de satisfactoria a excelente con respecto a las pruebas de electromiografía y ultrasonido (17). También se ha demostrado una confiabilidad de moderada a casi perfecta, por lo tanto se puede afirmar que el sistema de medición usando Stabilizer Biofeedback es confiable (18).

Según lo planteado anteriormente, se realizó este estudio cuyo objetivo fue el de describir la asociación entre el grado de dolor en la zona lumbar mediante la Escala Visual Análoga (EVA) y la contracción isométrica de los músculos que estabilizan la zona neutra mediante el Test de Estabilidad Central de Sahrman.



Los resultados obtenidos se darán a conocer y se espera que sirvan de referencia para futuras investigaciones con respecto al dolor lumbar; además, aportara información de valor científico y estadístico para la Universidad de Cuenca y el hospital “Homero Castanier Crespo”, para facilitar la comprensión de la asociación entre grado de dolor y contracción muscular de la zona neutra lumbar. Y consecuentemente aportar una técnica de evaluación más objetiva adaptada a nuestro medio. Así mismo, esta información estará disponible para los distintos profesionales de salud y a las personas en particular que puedan beneficiarse de los resultados obtenidos en el estudio.

CAPÍTULO II

2. FUNDAMENTO TEÓRICO.

La estabilidad en la región lumbar se da gracias a la coordinación entre contracciones musculares concéntricas, isométricas y excéntricas. Esta actividad está controlada por muchas vías reflejas así como por la activación voluntaria, en este sentido se puede afirmar que el componente activo (músculos estabilizadores locales y globales) y de control neural, proporcionan estabilidad a la columna lumbar y pelvis; sin estos, el sistema se deformaría con rapidez al aplicarse perturbaciones. Es así que una retroalimentación propioceptiva, proporciona aferencias sensoriales que ayudan a asegurar la activación coordinada de los músculos del tronco durante distintas tareas, y evitar que los movimientos espinales sean dañinos para la columna. En el momento que existe dolor, se podría alterar el control motor y la activación muscular, y por lo tanto su estabilidad (19,20).

2.1 DOLOR

Una de las definiciones más aceptadas de dolor es la de la Asociación Internacional para el Estudio del Dolor (IASP) que lo define como: “Una experiencia sensorial y emocional desagradable asociada con daño tisular potencial o real, o descrita en términos de tal daño” (21). Así también Melzack, define al dolor como una sensación desagradable que está determinada por el juzgamiento del cerebro sobre el daño a un tejido corporal. Por lo tanto, el dolor es un potente mecanismo homeostático que recluta la conciencia y es en consecuencia capaz de evocar respuestas de comportamientos dirigidas e intencionales en todo el organismo (8).

Es así, que el origen del dolor puede distinguirse basándose en la localización del estímulo que lo desencadena, y puede ser: dolor psicológico o somático. Por lo tanto el dolor psicológico se inicia en los procesos neurales dentro del cerebro; mientras que el somático es iniciado por un estímulo fuera del cerebro (8).

2.1.1 Tipos de dolor.

- a) Dolor Nociceptivo: es aquel que se desencadena al sentir un estímulo dañino, en el mismo de provocan activaciones de terminaciones nerviosas periféricas

específicas a una respuesta tisular inminente o actual. Es considerado normal o fisiológico (22).

- b) Dolor Nociceptivo Persistente: este tipo de dolor se considera normal y se incrementa cuando un estímulo nociceptivo es intenso o prolongado, se produce un cambio en las respuestas del nociceptor y/o neuronas medulares. El cambio en el comportamiento del nociceptor es llamado “sensibilización periférica” y “sensibilización central” en las neuronas medulares (8).
- c) Dolor Patológico: se origina por daño neural o del sistema nervioso central, su característica principal es que se produce en ausencia de cualquier daño o lesión (8).
- d) Dolor propioceptivo: llamado también dolor muscular de aparición tardía, este tipo de dolor se desencadena en una contracción muscular excéntrica (23,24).

2.1.2 Dolor y respuestas motoras mediante neurofirmas.

En tal sentido Ron Melzack propuso la teoría de la neuromatriz, en la cual describe que el dolor y las respuestas motoras son respuestas de la misma neurofirma respectivamente. De acuerdo con ésta teoría, el dolor se hace consciente cuando una red de neuronas, llamada neurofirma, es activada (25). Esta conceptualización expresa la idea de que el dolor evoca respuestas motoras a lo largo de los sistemas corporales a través de neurofirmas. Asimismo todo lo que el cerebro sabe puede pensarse que está contenido dentro de éstas, la salida de las mismas evoca una respuesta, la cual puede incluir la modulación de otras neurofirmas que representan algo relevante que amenaza a los tejidos corporales (26).

2.1.3 Mecanismos de interpretación del dolor en el cerebro.

El dolor emerge dentro de la conciencia a partir de patrones de actividad en diversas áreas cerebrales, pero el mecanismo exacto de cómo sucede se desconoce. Por ello es más defendible la noción de que el dolor es una medida del juzgamiento del cerebro sobre la necesidad de proteger un segmento corporal. Este modelo de dolor adapta numerosos experimentos que muestran que la nocicepción modula el dolor, pero también adapta los datos recientes que muestran que otros factores aparte de la nocicepción pueden también modular el dolor (26).

2.1.4 Clasificación de dolor según el tiempo:

- a) Dolor agudo (menos de 12 semanas del episodio de dolor): es de alta intensidad, bien localizado y acompañado por un proceso inflamatorio y es conducido por las fibras A-alfa (27).
- b) Dolor crónico (mayor a 12 semanas del episodio del dolor), es difuso, poco localizado, de menor intensidad que el agudo pero más constante, es latente, conducido por las fibras C (27).

Sin embargo esta clasificación no es útil debido a que no se puede elegir la terapéutica en base a la evolución de las lesiones, el dolor agudo y crónico solo sirven como antecedentes para la ficha clínica (27).

2.2 DOLOR LUMBAR

Se le define como: “el dolor que se sitúa debajo del margen de las últimas costillas (margen costal) y por encima de las líneas glúteas inferiores con o sin dolor en los miembros inferiores” (2).

2.2.1 Factores de riesgo para desencadenar dolor lumbar:

Se han identificado muchos factores de riesgo para el desarrollo de lesiones de la espalda baja, incluyendo características antropométricas, hipo e hipermobilidad lumbar, lordosis lumbar reducida, angustia psicológica y lesiones anteriores, así como factores de carga mecánica. Sin embargo, el dolor lumbar es un proceso complejo y multifactorial con componentes pato-anatómicos, neurofisiológicos, físicos y psicosociales que potencialmente contribuyen a la disfunción de la espalda baja (8).

Adicionalmente, se han descrito factores ocupacionales para la generación de dolor lumbar, debido a la intervención de variables físicas y psicológicas del propio trabajador, así como actividades relacionadas con la actividad laboral desempeñada (28). Esto se comprobó en un estudio realizado con trabajadores daneses de 30 industrias diferentes durante un periodo de 2 años, en esta investigación se demostró que la permanencia prolongada en el trabajo (más de 30 minutos), fue un fuerte predictor para desencadenar dolor lumbar con una razón de riesgo de dos a uno (29).

Así también se ha descrito que del 10 al 15% surge de una anomalía anatómica como: una infección (0,01%), artritis inflamatoria (0,3%), neoplasia (0,7%), enfermedades viscerales (2%), estenosis (3%), herniación discal, fractura o cambios degenerativos (10%), los cuales, producen dolor nociceptivo, sin embargo el 85% del dolor lumbar es considerado idiopático o inespecífico (8).

2.2.2 Características demográficas relacionadas con el dolor lumbar:

Edad: La población de todas las franjas etarias es considerada en riesgo de presentar dolor lumbar (2). Es así que, este síndrome es la tercera causa de limitación de las actividades en personas mayores de 45 años y la principal causa en aquellos menores de 45 años. Así, la edad en la que se presenta el dolor lumbar con mayor frecuencia es la de 30 años (28).

Sexo: Según estudios realizados se muestra que durante los años de trabajo, varones y mujeres presentan dolor lumbar con la misma frecuencia (28). Por otro lado se describe que la prevalencia de dolor lumbar inespecífico es más elevada en el género femenino, por lo que, algunos autores señalan que las mujeres tienen riesgos más elevados que los varones, a causa de particularidades anatómicas funcionales (menor estatura, masa muscular y densidad ósea, mayor fragilidad articular y menor adaptación al esfuerzo físico) que facilitan el apareamiento de dolor lumbar. Además, la suma de la carga impuesta por la realización de las tareas domésticas potencia tal riesgo (2).

2.3 ZONA NEUTRA LUMBAR

Panjabi describe que La Zona Neutra lumbar: “Podría considerarse una zona fisiológica ideal de movimiento y control del raquis lumbar, donde existe mínimo estrés sobre las estructuras pasivas, con una óptima participación del subsistema activo y de control neural. No hay que entender esta “zona” como una única posición o punto concreto de la excursión articular donde ubicar la columna, sino como un arco o margen óptimo de movimiento seguro en relación al rango de movimiento total” (30). Entonces los componentes de la zona neutra son: (a) El subsistema pasivo que representa la columna osteoligamentosa, (b) el subsistema activo que representa los músculos espinales y (c) El subsistema de control que representa los elementos neuronales (8).

Adicionalmente White y Panjabi propusieron una definición de inestabilidad clínica, específicamente para la columna vertebral, definiendo la inestabilidad como la pérdida de la capacidad de la columna vertebral para limitar sus movimientos bajo cargas fisiológicas tales como alteraciones neurológicas (por ejemplo, espondilolistesis) o dolor. Es así como al estado de la columna vertebral se definen en vista de los trastornos y síntomas resultantes y no en relación con algún patrón de movimiento ideal (6).

Por otro lado un trabajo realizado por Hoffman y Gabel en el 2013 propone una evolución y expansión del modelo de estabilidad propuesto por Panjabi y le agregan el modelo de movilidad. Debido a que en el aspecto clínico estos dos elementos (estabilidad y movilidad) son identificables, ya que ambos sistemas trabajan sinérgicamente para proporcionar un sistema integrado determinando la calidad del movimiento en todo el cuerpo. Es así como el nuevo sistema de movilidad se sitúa al lado del sistema de estabilidad existente. Para esto se clasifica en seis subsistemas: (a) estabilidad pasiva, (b) estabilidad activa, (c) estabilidad neural, (d) movilidad pasiva, (e) movilidad activa y (f) movilidad neural, cada uno de estos seis subsistemas están conectados directamente con los otros, y si existe una alteración en alguno de estos, todos los demás se verán obligados a compensar su función para evitar una alteración (7).

2.3.1 Subsistema Pasivo.

El sistema pasivo está conformado por estructuras osteoligamentosas: Discos intervertebrales, ligamentos y facetas. Los principales componentes pasivos son los ligamentos, ya que proveen de estabilidad y rigidez a las articulaciones intervertebrales (7,31).

Trastornos del subsistema pasivo.

Esto hace referencia a los trastornos producidos en la columna osteoligamentosa. Un ejemplo de ello, son las rupturas ligamentarias que pueden disminuir la rigidez espinal (aunque los efectos para algunos ligamentos se consideran muy limitados) (8). Así lo muestra un estudio realizado por Gay y cols., en el 2008, el cual, confirmó la degeneración biológica del disco intervertebral al existir lesión de los ligamentos;

esta investigación demostró que hubo un mayor rango de movimiento, menor rigidez y una zona neutra incrementada durante disfunciones ligamentarias (32).

2.3.2 Subsistema Activo.

Como ya se mencionó anteriormente, el subsistema activo lo comprenden los músculos los cuales mueven y estabilizan la columna mediante contracciones isométricas, concéntricas y excéntricas.

Músculos centrales locales y globales.

Los músculos estabilizadores lumbopélvicos se pueden dividir en 2 grupos de acuerdo a sus funciones y atributos: (a) el primer grupo son los músculos profundos o estabilizadores locales (incluyen principalmente al transverso abdominal, multifidos lumbares, cuadrado lumbar (porción medial), oblicuo interno (fibras posteriores), diafragma y músculos del suelo pélvico), estos son aquellos que proporcionan un control motor preciso y son los principales para proporcionar estabilidad en la columna vertebral; (b) el segundo grupo comprende los músculos estabilizadores globales (incluyen al recto abdominal, oblicuos internos (fibras anteriores) y externos, los erectores espinales, el cuadrado lumbar (fibras anteriores) y los músculos de la cadera), estos no están directamente unidos a la columna vertebral, pero conectan a la pelvis con las articulaciones de los miembros inferiores produciendo un torque para contrarrestar las fuerzas externas que afectan a la columna vertebral; por lo tanto, son secundariamente responsables de mantener la estabilidad de la columna vertebral (Tabla No. 2-1) (4,33).

Teóricamente, el sistema local debería activarse en respuesta a un comando que inicia con alguna intención. Este sistema es anticipatorio y debería responder antes que la activación del sistema global. Los músculos globales hacen cosas (mueven articulaciones) mientras que los músculos locales preparan la región para impedir la carga y responder al pensamiento de hacer algo (preparación para la acción). Por lo tanto, imaginando o pensando acerca de realizar alguna actividad, pero no realizando movimiento, es una forma efectiva de activar apropiadamente los caminos neurales del sistema local (34).

TABLA No. 2-1.
Músculos centrales: globales y locales

Músculos locales (posturales, estabilizadores segmentarios articulares)	tónicos, (actúan	Músculos globales (dinámicos, generadores de momento de fuerza)	fásicos,
Intertransversos e interespinosos (principalmente como órganos propioceptivos)	(actúan	Recto del abdomen	
Multífidos		Oblicuo externo	
Transverso del abdomen		Oblicuo interno (fibras anteriores)	
Cuadrado lumbar (porción medial)		Longuísimo (porción torácica)	
Diafragma		Iliocostal (porción torácica)	
Oblicuo interno (fibras posteriores)		Cuadrado lumbar (porción lateral)	
Iliocostal y longuísimo (porciones lumbares)		Dorsal ancho	
Psoas mayor (porción posterior, cuando actúa sobre la columna, no como flexor de cadera)		Íliaco	
Rotadores de la cadera*		Psoas mayor (porción anterior, cuando actúa como flexor de cadera)	
Abductores de la cadera*		Aductores de cadera	
		Extensores de cadera	
		Cuádriceps	
		isquiotibiales	
		Rotadores de cadera*	
		Abductores de cadera*	

*Hay desacuerdo sobre si son locales o globales. Modificado de Richardson, Panjabi, McGill.

Fuente: Rehabilitación Ortopédica Clínica (33).

Autor: Brent Brotzman, Robert Manske.

Contribución del diafragma dentro del sistema activo: Pese a ser tradicionalmente considerado únicamente como un músculo respiratorio. Hodges ha investigado el rol estabilizador de este músculo. Se ha encontrado que la actividad electromiográfica en las porciones costales y lumbares ocurren simultáneamente con el transverso abdominal en acciones anticipatorias. Se ha descrito que dicha actividad anticipatoria del diafragma depende de la magnitud de la perturbación y ocurre independientemente de la fase de la respiración. Por lo tanto, Hodges fuertemente la clasificación del diafragma como un estabilizador local del tronco (34).

Contribución del transverso abdominal dentro de sistema activo: Uno de los principales músculos locales que contribuyen en la estabilización central es el transverso abdominal, este es el más pequeño de los músculos de la pared abdominal y el más profundo. Las fuerzas del transverso son pequeñas y sus contribuciones a la producción de momentos y la estabilidad de la columna pueden ser minimizadas por los músculos estabilizadores globales durante tareas de alta carga (35). Por ello, los retrasos y la falta de un engrama de su activación puede alterar la estabilidad local en la zona lumbar. Es así que se describen 4 postulados que rodean el enfoque clínico en el músculo transverso abdominal:

- (a) Que las personas con dolor lumbar tienen un músculo transverso abdominal con disminución de la velocidad de activación,
- (b) Que el retraso de inicio es único para el músculo transverso abdominal convirtiéndolo en un selecto y marcador específico de la patología,
- (c) Que la corrección en el retraso tratará el dolor, y
- (d) si a y c son verdaderas: que el "ahuecamiento abdominal" en los niveles bajos de la activación del músculo en una postura supina es una manera válida de entrenar el músculo transverso abdominal (36).

Contribución de los multífidos en el sistema activo: Otros músculos locales importantes son los multífidos, ya que contribuyen al control de la posición neutra de la columna. Además, debido a su estructura anatómica e inervación segmentaria proporcionan rigidez intersegmentaria, información propioceptiva y control del movimiento (20).

Además de esto, se sabe que los músculos multífidos contribuyen en un 40-80% de la estabilidad durante la flexión-extensión, 45% durante la rotación axial, y 10-20% durante la inclinación lateral, sugiriendo que los mecanismos neuromusculares que controlan los multífidos por sí solos podrían afectar funcionalmente el movimiento segmentario especialmente durante la flexión-extensión y rotación axial (8).

Contribución del suelo pélvico en el sistema activo: Por otro lado los músculos del suelo pélvico también contribuyen a la estabilización lumbar favoreciendo al control de la presión intraabdominal (33).

Es así que en una investigación realizada por Sapsford y Hodges se determinó, que en sujetos sanos, la actividad voluntaria de los músculos abdominales (realizando ahuecamiento abdominal) da como resultado un aumento de la actividad muscular del piso pélvico, y que el aumento de la presión del piso pélvico antes del aumento de la presión abdominal indica que esta respuesta está pre-programada (37).

En resumen, cuando todos estos músculos estabilizadores locales (tales como el transverso abdominal, multífidos, y los del suelo pélvico) funcionan normalmente, pueden mantener la estabilidad segmentaria durante las tareas dinámicas, protegiendo y reduciendo el estrés de la columna vertebral y sus componentes (4). Es así que una de las ventajas de estos músculos es "ajustar" el control a nivel de movimiento intervertebral, también parecen mejorar el control dentro del intervalo de movimiento. Por lo tanto, es razonable concluir que si esta contribución se reduce, entonces el control de la columna vertebral se verá afectado (8,38).

Trastornos del subsistema activo

Los trastornos musculares pueden afectar la fuerza y la velocidad de contracción de los músculos del tronco. De hecho, varios estudios han demostrado diferencias entre los pacientes con dolor lumbar y los controles en la fuerza muscular. Del mismo modo la evidencia de pérdida de fuerza muscular y la tasa de aumento de la misma en el dolor lumbar no es coherente, aunque el gran número de resultados positivos indica que al menos una parte de la fuerza de los pacientes se reduce. Debe tenerse en cuenta que sus mediciones y su velocidad pueden verse afectadas por el temor al dolor que conduce a la activación muscular submáximas durante las pruebas musculares, lo que no necesariamente se aplicará en la vida diaria (20,39).

También, varios trastornos del tejido muscular se han asociado con el dolor lumbar y es probable que haya diferencias entre la adaptación en las fases aguda y crónica (8). Así los cambios se localizan en el dolor agudo, pero son más difusos en el dolor crónico. La infiltración de tejido adiposo y el área transversal reducida de la

musculatura extensora en general y específicamente de los músculos multifidos, están presentes en múltiples niveles espinales en personas con dolor persistente pero están más localizados en el dolor agudo (40,41).

En un estudio de casos y controles se observó que la actividad de los músculos multifidos disminuyó de forma objetiva en comparación con los músculos superficiales en una actividad concéntrica, y los pacientes con dolor lumbar fueron menos capaces de contraer el músculo de forma isométrica bajo retroalimentación visual (ultrasonido) que el grupo control (42). Así mismo, en otro estudio se constató que la activación de la parte profunda, de fibras cortas de los multifidos después de perturbaciones auto-inducidas se retrasó en pacientes con dolor lumbar recurrente después de la desaparición de los síntomas (43). Además se han observado disminuciones en el tamaño de los músculos multifidos en las personas con dolor lumbar, en un estudio realizado por Wallwork y Cols. en el 2009 con técnicas de imagen de ultrasonido para medir el tamaño de contracción de los músculos multifidos, a través de la comparación del espesor en reposo y en la contracción, encontraron atrofia muscular y una capacidad reducida para contraer voluntariamente los multifidos en personas con dolor lumbar crónico (40). Como tal, el control anormal de los multifidos podría contribuir al hecho de que una lesión mecánica del disco intervertebral ocurra con mayor frecuencia durante movimientos de carga que combinan flexión, inclinación lateral y rotación axial (8).

2.3.3 Subsistema de Control

Hemos considerado necesario realizar una búsqueda bibliográfica basada en el control motor, los principales niveles que lo componen y describir las afecciones de estos sistemas relacionadas con el dolor lumbar. Por lo tanto empezaremos describiendo el control motor, el control muscular del tronco y el dolor lumbar, la propiocepción y su relación con el dolor lumbar; y la actividad muscular alterada como una causa o efecto del dolor.

2.4 CONTROL MOTOR

Definición: El control motor es un término que puede usarse para referirse a todos los aspectos del control del movimiento. Lo que puede extenderse de la siguiente manera:

- a) La estimulación dentro de la región frontal y otras regiones del cerebro relacionadas con el movimiento,
- b) Las entradas sensoriales al sistema que proporcionan información sobre la ubicación y el movimiento actual de los segmentos corporales,
- c) Los diversos niveles del sistema nervioso que integran la información y la ejecución de la actividad (desde simples mecanismos de la médula espinal hasta niveles supraespinales y la toma de decisiones),
- d) La respuesta motora de los músculos (los órganos efectores del sistema), y
- e) Las propiedades mecánicas de los tejidos (incluyendo la mecánica muscular y los tejidos pasivos que influyen en la mecánica de las articulaciones)

Éstas influyen en la forma en que las órdenes motoras a los músculos se relacionan con el movimiento (8).

2.4.1 Control motor del tronco y dolor lumbar.

El dolor y el control motor del tronco son respuestas homeostáticas que sirven para mantener la condición de los tejidos y la salud de ser humano. El dolor lumbar y la actividad muscular del tronco se consideran relacionados, ya sea que el control de los músculos pueda contribuir al dolor; o que el dolor pueda afectar el control muscular del tronco a través de comportamientos protectores (26).

Dolor y las respuestas motoras.

Como ya se describió anteriormente, algo fundamental para la teoría neuromatriz de Melzack es la idea de que el dolor y las respuestas motoras son respuestas de la misma neurofirma (es decir, una red de neuronas que funcionan juntas). Por lo tanto (y aunque es difícil ser neuro-anatómicamente exactos) las respuestas motoras pueden ser generadas por la activación de neurofirmas. Dicho esto, el dolor y la

respuesta motora coinciden con la protección del cuerpo; y, por ello es probable que sean activados al mismo tiempo (26).

A diferencia del dolor, el cual emerge en la conciencia, el control motor es efectuado por músculos; sin embargo, la respuesta cortical depende de la evaluación del cerebro sobre el estado actual del cuerpo y las demandas percibidas sobre él. Lo que significa, que las neurofirmas de control motor de los músculos del tronco pueden ser moduladas por neurofirmas que representan “algo” que sea relevante para el cuerpo (tal como el dolor) (26).

Como la nocicepción provee mecanismos mediante los cuales los receptores periféricos informan al cerebro del peligro, se puede decir que es un potente modulador del dolor y del control motor. Además de los factores contextuales y cognitivos que también modulan el dolor (26).

La respuesta motora y el dolor pueden ser relacionados mediante aprendizaje asociativo.

Durante mucho tiempo se ha aceptado que las neuronas que se conectan entre sí, funcionan juntas, por lo tanto, la activación prolongada de neurofirmas para dolor y para estrategias protectoras no sería la excepción. Por ejemplo: en un estudio con personas que presentaban dolor lumbar crónico el cual que consistía en cuantificar su dolor antes y después de imaginar movimientos de su tronco durante 10 minutos; al finalizar el estudio, el resultado fue que el dolor era mayor después de imaginar mover el tronco. Lo que comprueba este efecto en personas con dolor lumbar crónico (44).

Al ser posible que la intención de mover la espalda sea suficiente para activar la neurofirma del dolor, entonces el aprendizaje asociativo sería la explicación más probable (26).

El control de los músculos del tronco contribuye al dolor.

El control de los músculos del tronco ayuda a mantener la estabilidad de la columna, por ello, un control comprometido, afectará la integridad de la misma. Esta situación llevaría a la activación de nociceptores, los cuales podrían contribuir al juzgamiento

cerebral de que los tejidos están amenazados y consecuentemente contribuir al dolor (26).

Basados en la teoría de la neuromatriz planteada por Ron Melzack y en conceptos en la ciencia del dolor, particularmente si están relacionados con el dolor crónico, se describe otra perspectiva: el dolor es protector mientras que los tejidos lastimados necesitan ser protegidos, cuando éstos tejidos ya no necesitan protegerse, el dolor se convierte en problema (45). Tal como lo describe Lorimer Moseley, el problema yace en el juzgamiento que tiene el cerebro sobre el daño a los tejidos (8).

Al aplicar el mismo tipo de pensamiento para el control muscular del tronco, probablemente el problema está por encima de la eferencia motora, ya que la disfunción estaría en el juzgamiento del cerebro sobre el estado actual del cuerpo, y de las demandas percibidas sobre él y la columna lumbar (26).

Inadecuada evaluación del estado actual del cuerpo: El cerebro tiene representaciones o mapas del cuerpo y del espacio que le rodea, información que usa para planear y modificar comandos motores. Estas representaciones corticales se piensan que son en parte innatas y en parte modificadas por las continuas aferencias propioceptivas y visuales. Estas representaciones junto con el aprendizaje asociativo, son fundamentales para proveer el sentido que tenemos de nuestro cuerpo, lo cual es un aspecto importante de la autoconciencia (8).

Los mapas que son usados para determinar el estado actual del cuerpo y la configuración corporal, están probablemente situados en la corteza parietal posterior, donde las aferencias de la corteza sensitiva primaria, motora primaria, visual y de asociación son integradas (46,47).

Los mapas corporales de corteza sensitiva y motora primaria son diferentes en personas con dolor recurrente o crónico de espalda. Como Lorimer Moseley describe en el 2013, existen cambios en la representación de la corteza motora primaria para la contracción de los músculos abdominales profundos en personas con dolor lumbar (48). Por ejemplo: usando estimulación magnética transcraneal para desencadenar contracción en el transversal del abdomen, se observó que la mayor respuesta electromiográfica en personas con dolor fue evocada por la

estimulación de las neuronas motoras primarias situadas posterior y lateralmente a la zona que evoca mayor respuesta en las personas sanas. Lo cual fue relacionado con un retraso en la contracción del transverso abdominal durante movimientos del brazo. Estos datos sugieren que la alteración en mapas corporales de la corteza sensitiva primaria y los mecanismos que ayudan a formar dichos mapas, están asociados con alteración en el control muscular del tronco (26).

Estos hallazgos, parecen sugerir fuertemente que la evaluación del cerebro del estado actual del cuerpo podría ser defectuosa en personas con dolor lumbar, lo que tiene obvias implicaciones para el control motor de los músculos del tronco porque la eferencia motora será inapropiada; lo que también coincide modelo de dolor de Melzack, porque cualquier cosa que incremente el daño percibido a los tejidos corporales debe facilitar una neurofirma de dolor. Otra posibilidad que ha emergido recientemente es que el problema yace en la representación espacial, ya que personas con un síndrome de dolor regional complejo muestran un tipo de negligencia espacial que está confinada al área de espacio en el cual el miembro normalmente permanece (49).

Es razonable pensar que la incongruencia entre respuestas motoras anticipatorias y actuales no causan dolor en personas sanas, pero podría hacerlo en personas con dolor crónico en quienes las neurofirmas protectoras están sobre programadas (8).

Evaluación inadecuada de las demandas percibidas en el cuerpo: Este factor es el que está más abierto a modulación por factores cognitivos y contextuales. Cuando voluntarios sanos esperan experimentar dolor lumbar, la activación postural de sus músculos asociados con movimientos rápidos del brazo imita el observado en pacientes con dolor lumbar inducido en sus músculos espalda (50). Sorprendentemente, los cambios en la activación de los músculos de la espalda no estaban limitados a los músculos que fueron inyectados (51,52). Así, la anticipación del dolor o daño a la espalda es un factor cognitivo que influencia las demandas percibidas en el cuerpo, en dicho caso esto alteraría el control del tronco. Así también lo demuestra otro estudio realizado con 22 personas con dolor lumbar crónico en el que se describe una mayor actividad electromiográfica en el extensor espinal en tareas de flexión y extensión en personas con altas expectativas de sentir

dolor luego de comandos visuales o verbales que pudiesen considerar amenazadores. Lo que implica que las personas con catastrofismo muestran mayor actividad electromiográfica cuando esperan sentir un dolor fuerte (53).

Adicionalmente, en un estudio realizado con 30 personas con dolor lumbar crónico con altos niveles de comportamiento doloroso, se evaluó usando resonancia magnética mientras levantaban su pierna recta (del lado considerado que causaba dolor moderado en la columna lumbar). Posteriormente se presentaron estímulos y fueron usados para indicar cuando la pierna definitivamente debería ser levantada (verde; 100%), podría ser levantada (amarillo; 50%) o definitivamente no se debería levantar (rojo; 100%). En respuesta al dolor esperado en contra del no esperado, se observó que los valores de ansiedad variaron en la ínsula derecha y región precentral de la corteza del cíngulo, como una función de catastrofismo en la región prefrontal, corteza parietal e hipocampo. Lo que sugiere que las personas con dolor lumbar crónico con los niveles más altos de angustia relacionada con el dolor, son más propensas a sentirse amenazadas por señales inofensivas, lo que puede contribuir al mantenimiento del comportamiento del dolor asociado con algunos estados de dolor crónico (54).

2.4.2 Entradas sensoriales que proporcionan información sobre la ubicación y el movimiento actual de los segmentos corporales.

Propiocepción.

El término propiocepción es generalmente usado para describir la percepción inconsciente del movimiento y la orientación espacial originaria de un estímulo dentro del cuerpo. Basados en estudios neurofisiológicos, se han identificado cuatro componentes en la propiocepción: (a) la sensación kinestésica (sensación de movimiento o de posición), (b) la sensación de tensión o fuerza, (c) sensación de balance; y (d) la sensación de esfuerzo o pesadez (55).

La visión actual (pero no universal) es que una sensación kinestésica es dada predominantemente por los husos neuromusculares con algunas contribuciones de la piel y receptores articulares, la sensación de fuerza es dada por los órganos tendinosos de Golgi; y el sentido de balance es dado por el sistema vestibular. La



sensación de esfuerzo, se cree que es un fenómeno central que es generado en algún lugar cercano al área motora (55,56).

La importancia de los propioceptores para el control motor de la columna.

Los propioceptores juegan un papel fundamental en el control de la columna; mientras se pensaba que el músculo, la piel y los receptores articulares aportan información importante sobre la sensación de posición y movimiento, las opiniones actuales consideran al huso neuromuscular como la fuente más importante de retroalimentación propioceptiva, en particular cuando se trata de detectar la dirección del movimiento (55).

Esto es de especial importancia para la columna lumbar ya que los husos neuromusculares en los músculos longísimos y multifidos son más sensibles a la posición vertebral y a la velocidad del movimiento vertebral (entre 5-10 veces mayor) que los que están situados en las extremidades (57).

En la columna, los pequeños músculos intervertebrales, los cuales son mecánicamente débiles y actúan como brazos de palanca cortos cerca del centro de rotación; al tener una mayor densidad de husos neuromusculares comparados con los grandes músculos polisegmentales superficiales, su rol principal viene a ser sensitivo (58). Lo que se observa a través de la agudeza propioceptiva en la espalda, que se considera sustancial, exhibiendo errores de reposicionamiento rotacional de menos de 1 grado en tareas de flexión y extensión (59). Este reposicionamiento del tronco parece ser incluso más exacto que en el cuello (a pesar que los músculos del cuello tienen una densidad más alta de husos neuromusculares) (55).

Aunque también cabe tomar en cuenta el papel de las estructuras pasivas, en la columna lumbar la cápsula articular tiene importancia ya que al estar precargada en una posición neutral puede deformarse durante el movimiento fisiológico y por lo tanto dichos receptores articulares podrían servir como propioceptores dentro del rango de movimiento fisiológico (60). Esto se comprueba a través de varios estudios que han identificado la presencia de mecanorreceptores de umbral bajo en ligamentos y cápsulas articulares que son activados a través del rango de

movimiento normal. Consecuentemente, los receptores ligamentarios cumplen varios roles: como el de receptores que proveen información acerca de la posición articular y movimiento durante el movimiento normal, y como receptores que actúan como detectores del límite articular que ayudan a proteger la articulación del movimiento excesivo (61,62).

Los ligamentos espinales han sido sujetos de considerable interés en años recientes, y la presencia de un reflejo ligamento-muscular, se ha confirmado al inducir un gran estiramiento del ligamento supraespinoso en pacientes y animales anestesiados (63). Estos hallazgos sugieren que una aferencia de los ligamentos espinales podría ser integrada dentro de las entradas propioceptivas provenientes de los husos neuromusculares, y de esta forma podrían iniciar la activación muscular (8).

Por lo tanto se puede decir que los ligamentos tienen una importante función propioceptiva al igual que el anillo fibroso del disco intervertebral que también provisto de mecanorreceptores.

Contribución de la propiocepción al control motor en general.

La postura y el movimiento son la integración de señales anticipatorias del cerebro con señales de retroalimentación provenientes de propioceptores. Incluso en ausencia de una percepción consciente, las señales propioceptivas proveen al sistema nervioso central con información acerca de la localización del cuerpo en el espacio. Estas señales ayudan a dar forma al inicio, sincronismo y patrón de activación muscular, proveen retroalimentación con la cual identificar los errores en los movimientos ejecutados, y contribuyen a las representaciones neurales (mapas internos) del esquema corporal. Por lo tanto existe una fuerte relación entre el sistema somato sensorial y el sistema de control motor (8).

Efecto de la propiocepción alterada en el control espinal.

Los cambios en la agudeza propioceptiva se han visto en diferentes poblaciones como en jóvenes, personas de edad media y anciana, en personas altamente activas (como bailarinas profesionales de ballet) y sedentarias, en pacientes con poca y severa discapacidad, y en pacientes con dolor crónico no específico de la

espada así como en aquellos con estenosis espinal o herniación discal (64,65). También, cabe decir que el envejecimiento también se ha descrito como un efecto negativo en la agudeza de la propiocepción lumbosacra (66).

Teóricamente, la propiocepción es importante en el control espinal ya que investigaciones clínicas revelan los efectos devastadores en el control postural cuando ésta se ha perdido a través de una neuropatía de fibras largas, por isquemia de enfriamiento o inyección de piridoxina en humanos, y la deafferentación a través de una rizotomía en animales (67,68).

En la columna lumbar, las combinaciones de retroalimentación sensorial y señales neurales anticipatorias contribuyen al control de las posiciones intersegmentales y regionales; y a los movimientos (69). Se cree que los mecanismos de retroalimentación contribuyen con un 40% de la rigidez muscular que mantiene estable la postura durante cargas súbitas, también, los movimientos de precisión del tronco parecen confiar más en el control con retroalimentación y menos en la rigidez por co-contracción (70,71). Dicho esto, cualquier factor que altere las aferencias propioceptivas o la integración central de estas señales podría contribuir a errores en el control motor y finalmente causar dolor (55).

También, pueden ocurrir cambios plásticos en el cerebro que alterarían la percepción de la imagen corporal y esquema corporal, lo que podría surgir junto con condiciones de dolor crónico, actividad muscular tónica o vibración muscular, y como resultado las señales propioceptivas podrían ser interpretadas en una forma diferente dando respuestas motoras anormales o alteradas (64,72).

Se han descrito déficits propioceptivos en muchas afecciones relacionadas con el dolor y las lesiones en el sistema musculoesquelético, que afectan desde la agudeza para detectar la entrada de información; hasta los cambios en la organización de las áreas corticales asociadas con la función sensorial (73).

En personas con dolor lumbar, la pérdida de información propioceptiva es incompleta, pero a pesar de todo muestran disminución en la precisión, exactitud y movimiento comparados con aquellos sin dolor. Varios estudios han mostrado que individuos con dolor lumbar tienen alterada (en la mayoría de estudios disminuida)



propiocepción lumbosacra cuando asumen una variedad de posturas como permanecer de pie, sentarse y colocarse en posición de cuatro puntos (59,74). Sin embargo, otros estudios no muestran diferencias, o solo un cambio de la dirección de movimiento, indicando disminución en la exactitud del mismo, o muestran solo un cambio específico de dirección en su propiocepción, como agudeza disminuida en la dirección de flexión pero no en extensión del tronco (55,75).

Se han investigado varios mecanismos que influyen adversamente la propiocepción lumbosacra, por ejemplo, el dolor por sí mismo puede tener un efecto negativo directo, sin embargo éste no puede por sí solo explicar dichos cambios (65,76). Los pacientes con dolor lumbar recurrente evaluados durante episodios sin dolor, todavía mostraban propiocepción alterada (64,76). Además, dolor experimentalmente inducido en personas sanas no cambió el reflejo de estiramiento de sus músculos en la espalda (77). Estudios animales han indicado similarmente que la estimulación nociceptiva no altera las señales propioceptivas de los husos musculares paraespinales (78).

Adicional al dolor, la fatiga muscular y la disminución en el suministro sanguíneo podrían tener un efecto negativo en la sensación de posición lumbosacra (79,80). Se ha observado que personas con dolor lumbar tienen disminución en el desempeño muscular y fatiga incrementada en su espalda, la cual es usualmente asociada con isquemia (79). Además, la propiocepción puede estar alterada por la acción ejercida del sistema nervioso simpático sobre los husos neuromusculares, ya sea indirectamente a través de la reducción del flujo sanguíneo a los músculos o directamente al disminuir la sensibilidad a los cambios de longitud muscular (81). Se ha descrito también a la generación de metabolitos isquémicos como un factor que podría afectar negativamente el control propioceptivo (79). También hay evidencia que carga y/o fatiga de los músculos respiratorios podría inducir un incremento en la confianza en señales propioceptivas de los tobillos en lugar de los músculos de la espalda, debido que desencadena un reflejo metabólico que redistribuye la sangre de los músculos del tronco al diafragma (80).

Factores que alteran la respuesta del huso neuromuscular: Tal como se ha descrito anteriormente, el huso neuromuscular provee las aferencias propioceptivas más importantes, por ello cualquier factor que afecte su función, alterará la exactitud del movimiento y la función propioceptiva.

Un factor que podría comprometer la exactitud de las señales propioceptivas de los husos neuromusculares lumbares es la tixotropía. Materiales con esta propiedad se caracterizan por su capacidad de cambiar su comportamiento de líquido a gel en ausencia de un estrés y luego regresar a líquido en presencia del mismo. En otras palabras, la viscosidad del material depende de su historia previa con el estrés (82).

Debido a estas propiedades tixotrópicas, su actividad aferente puede ser influenciada por el estiramiento previo (82). La respuesta de los músculos multífidos y longísimos a posiciones vertebrales mantenidas o cambios en su posición está disminuida o aumentada dependiendo la historia previa del huso neuromuscular. Las posiciones de alargamiento disminuyen la descarga del huso en más de 15 impulsos por segundo (lo que disminuye su sensibilidad y el músculo podrá ser estirado a una mayor longitud antes de iniciar su estimulación); mientras que una posición de acortamiento incrementa la descarga en reposo en alrededor de 5 impulsos por segundo (con lo que consecuentemente un estiramiento subsecuente aplicado al músculo incrementa la respuesta del huso a la misma longitud muscular) (83).

Estos hallazgos tienen importantes implicaciones concernientes al reflejo de protección de la columna. En un estudio realizado en pacientes voluntarios, éstos al mantener posturas hundidas que flexionan la columna lumbar, presentaron un incremento en el rango de movimiento y alteración en el sentido de posición espinal, lo que sugiere que la historia biomecánica alteró la respuesta del huso neuromuscular (82). Otro estudio similar que investigó la activación muscular a una perturbación súbita, antes y después de un periodo de flexión sostenida, demostró que el tiempo de inicio de activación se incrementó aproximadamente 60% en los músculos torácicos y lumbares (84).

Dicho esto, un retraso en el reflejo de activación durante la inclinación hacia delante causaría una desaceleración suave del tronco llevando a niveles incrementados de

flexión lumbar lo que podrían incrementar el riesgo de lesión tisular. Desde una perspectiva biomecánica, esto se debe tomar en consideración, debido a que las historias de alargamiento y acortamiento podrían ser establecidas por las posiciones intervertebrales mantenidas por más tiempo del usual junto con algunas condiciones incluyendo posturas y carga espinal mantenidas, adhesiones articulares o alteraciones asimétricas en el tono muscular pasivo. Las historias establecidas por estas posiciones mantenidas podrían crear una señal de error proveniente del huso durante los siguientes cambios posturales, así como se ha descrito en un estudio en el describe que el estiramiento crónico de los tejidos puede tener efectos duraderos en la sensibilidad de los mecanorreceptores (82).

La importancia de los impulsos propioceptivos de los husos neuromusculares de los músculos paraespinales, sus propiedades tixotrópicas (que alteran las respuestas), y los cambios en reflejos anticipatorios causados por posiciones mantenidas; sugieren varias vías en la cual el control motor espinal se relaciona con el dolor lumbar.

A través de la alteración el movimiento intersegmental, la carga anormal los tejidos espinales y la activación los mecano-nociceptores; el dolor nociceptivo evocaría un comportamiento protector y/o serviría como una advertencia de una lesión inminente. Si la carga anormal es sostenida y es suficientemente larga, se liberarían mediadores inflamatorios del tejido cargado, entonces el dolor nociceptivo persistente continuaría hasta que las condiciones biomecánicas propioceptivas e inflamatorias sean normalizadas; las señales neurales provenientes de la fascia, ligamentos, discos intervertebrales y cualquiera ya sea músculos inter segmentales o globales sería contraria a las señales de error tixotrópico derivado de los husos neuromusculares paraespinales. Las expectativas de patrón sistema nervioso central de una aferencia sensitiva del sistema propioceptor no encajarían con el patrón motor del esquema corporal existente y podría ser experimentado como doloroso (82).

Variabilidad alterada en estrategias posturales propioceptivas en personas con dolor lumbar.

Se ha observado que pacientes con dolor lumbar crónico no específico tienen un control motor y postural alterados (85). Hallazgos experimentales y de observación clínica demuestran que algunos pacientes con dolor lumbar adoptan dos formas de control postural: una estrategia global del tronco y de rigidez; y una estrategia postural pasiva (65). Es decir, en ciertas condiciones estos individuos activan todos los músculos del tronco (globales) en co-contracción; y en otras, estos individuos no activan los músculos del tronco y consecuentemente, ellos terminarán alcanzando el final de sus rangos articulares (86).

Hay algunas especulaciones de que el aumento de la coactivación asociada con el dolor lumbar deteriora el rendimiento postural (87). Además de la variabilidad de la fuerza muscular, hay algunas pruebas que sugieren que las personas con dolor lumbar también experimentan fatiga muscular incrementada, que no parece resolverse después de la recuperación del dolor. Adicionalmente, la co-contracción de bajo nivel de los músculos del tronco puede ocurrir en pacientes con dolor lumbar incluso en reposo, lo que implica que la compresión de la columna se mantiene durante el reposo (88).

Los patrones alterados de reclutamiento muscular en el tronco podrían ser funcionales en personas con dolor lumbar para prevenir el daño de la columna durante perturbaciones a las cuales el paciente podría no reaccionar adecuadamente (88). En contraste, la actividad aumentada de los músculos globales del tronco (para estabilizar la columna) podría ser a costa de los pequeños movimientos intervertebrales (51). Además, junto con la hiperactividad muscular, los músculos podrían volverse dolorosos (89). Particularmente, la presencia de contracciones prolongadas (como contracciones estabilizantes) puede ser un factor de riesgo para dolor muscular crónico. Además, la co-contracción aumentada, llevará a fuerzas compresivas adicionales en la columna. Estos patrones de activación muscular alterados podrían limitar otras funciones como la respiración, postura y movimiento (90). Por último, la hiperactividad y la hipoactividad muscular

afectarán negativamente la exactitud propioceptiva y en consecuencia el control propioceptivo (91).

Menor variabilidad en las estrategias posturales propioceptivas como un mecanismo posible para la aparición de dolor lumbar

La variabilidad es una propiedad fundamental de los sistemas biológicos y una óptima cantidad de variabilidad en los constituyentes motores es importante para el control postural, motor y el aprendizaje. La falta de variabilidad postural y de movimiento describe a los sistemas biológicos que son muy rígidos y constantes, mientras que demasiada variabilidad de movimiento representa a un sistema que es ruidoso e inestable. Ambas condiciones se caracterizan por un menor desempeño ante perturbaciones, las cuales pueden causar o perpetuar una condición patológica (92).

Se ha observado una disminución de la variabilidad en los ajustes anticipatorios durante el dolor inducido en sujetos sanos, también, este fenómeno ha sido confirmado en pacientes con dolor lumbar crónico (86).

Adicionalmente, las personas con dolor lumbar recurrente parecen usar la misma estrategia postural propioceptiva (por ejemplo: mayor confianza en las señales propioceptivas del tobillo) incluso en condiciones posturales cuando esta estrategia es sub-óptima, como al permanecer de pie sobre una superficie inestable y sentados (64,65,93).

Mientras las deficiencias propioceptivas progresan, y durante condiciones posturales más complejas; las estrategias compensatorias pueden ya no ser suficientes. Además la adaptación disfuncional y la estrategia postural rígida pueden también contribuir a una carga espinal incrementada junto con una pobre o excesiva estabilización de las fuerzas inducidas por el movimiento (94). Adicionalmente, la falta de variabilidad en la postura y movimiento puede llevar a un mapeo anormal de la corteza sensitiva, la cual podría llevar a mayor alteración en el control motor y postural (86).

2.4.3 La fatiga como un factor que podría alterar la protección muscular del tronco y el control motor.

Ésta representa una respuesta fisiológica normal al ejercicio dada por cambios musculares locales, pero también podría ser influenciada por factores centrales. La fatiga es frecuentemente citada como un factor contribuyente a las lesiones espinales ya que hay evidencia de que las personas con músculos más fatigables tienen mayor riesgo de desarrollar un primer episodio de dolor (82).

La fatiga se caracteriza por falla en la contracción de las fibras musculares individuales, y en cargas de trabajo submáximas, lo que es inicialmente compensado por el reclutamiento de unidades motoras adicionales para ayudar a mantener la fuerza de contracción (95). Mientras continúe el ejercicio, el comando central podría fallar y esto, junto con la pérdida de contractibilidad, contribuye a una pérdida de la capacidad de generación de fuerza del músculo (96). Adicional a esto, se ha demostrado en un estudio que las contracciones del extensor del tronco a intensidades tan bajas como el 2% de la activación máxima pueden causar manifestación de fatiga en el transcurso de treinta minutos (82).

Los cambios en la activación muscular durante la fatiga, podrían ser influenciados por una aferencia alterada de los músculos como resultado de cambios metabólicos dentro del mismo (97). Sin embargo, una respuesta reducida de los husos también podría afectar la excitabilidad cortical y consecuentemente influenciar altos niveles de control motor (98). Estos hallazgos sugieren que diferentes aferentes musculares muestran diferentes respuestas a la fatiga, y que activación incrementada de algunos aferentes musculares pueden compensar reduciendo la actividad en otros para preservar la función sensoriomotora bajo condiciones adversas (8).

Efectos de la fatiga muscular en el balanceo postural y la propiocepción:

Varios estudios demuestran que la fatiga muscular incrementa el balanceo postural, altera la propiocepción, y retrasa la recuperación del balance después de perturbaciones (99,100). Sin embargo, los efectos de la fatiga en el reflejo de activación parecen ser más variables. El reflejo de activación parece no ser afectado por la fatiga, pero la amplitud refleja se ha reportado incrementada, o disminuida (101).

La fatiga como un factor contribuyente y de riesgo para el dolor lumbar:

Estudios de laboratorio han mostrado que actividades de levantamiento e inclinación repetitivas pueden llevar a incrementar la flexión espinal y consecuentemente el estrés de los tejidos al inclinarse (102,103). La flexión espinal incrementada podría deberse a los cambios mecánicos en los tejidos blandos, pero, también podría ser por la fatiga muscular la cual disminuye la capacidad de generar fuerza, altera los impulsos aferentes; y, la propiocepción (104). Lo que podría contribuir a respuestas motoras alteradas.

La fatiga en tejidos espinales podría también actuar para incrementar el riesgo de lesión aguda a la columna como un resultado de carga súbita que normalmente llevaría a una fuerte y rápida activación de los músculos de la espalda (los cuales limitan movimientos excesivos) (82). Un retraso en el reflejo de activación de los músculos de la espalda causado por la fatiga llevaría a una alterada habilidad para responder a perturbaciones rápidas y súbitas y esto podría incrementar el riesgo de lesión (84).

2.4.4 Cambios motores como causa o efecto del dolor lumbar.

Actividad muscular en el dolor lumbar: Las diferencias entre la actividad muscular entre pacientes y controles sanos son poco consistentes entre estudios (88). De hecho, un experimento animal sugiere que los efectos excitatorios e inhibitorios en el control de un mismo músculo pueden co-existir en diferentes niveles del sistema de control motor (105).

En cuanto a revisión bibliográfica enfocada en la actividad del erector espinal lumbar, en un estudio realizado por Van Dieën se muestra una mayor actividad muscular en personas con dolor lumbar (88). En flexión completa, según describe Kaigle, la mayoría de los sujetos sanos mostraron una flexión-relajación, es decir, un completo silencio electromiográfico de los erectores espinales; mientras que éste fenómeno estaba ausente en muchos pacientes con dolor lumbar lo que fue asociado con movimiento intervertebral reducido (106).

Según Van Dieën en el 2013 en algunas tareas motoras, particularmente en contracciones isométricas submáximas, se encontraron pruebas de una activación

muscular reducida. En condiciones dinámicas, algunos estudios muestran incremento, mientras que en otros muestran disminución de actividad en pacientes con dolor lumbar (107).

La actividad de los músculos multífidos se ha descrito de estar disminuida en relación con los músculos superficiales en las personas con dolor lumbar ya que se ha demostrado que estos sujetos son menos capaces de contraer isométricamente los músculo bajo retroalimentación visual (basado en ultrasonido) (108). Adicionalmente, la activación de las partes profundas de los multífidos después de una perturbación estaba retrasada en pacientes con dolor lumbar recurrente durante remisión (43).

Un estudio ha demostrado que los pacientes con dolor lumbar son menos capaces de cuantificar con precisión la fuerza de los músculos extensores del tronco y que tienen un rendimiento menor en la realización de movimientos de tronco dirigidos a objetivos (109).

En cuanto a estudios en los músculos abdominales, se ha encontrado que el recto abdominal está más activo durante la marcha en pacientes con dolor que en aquellos sanos (110). Durante un ejercicio llamado “ahuecamiento abdominal”, los niveles de activación del recto abdominal en relación con el oblicuo interno estaba incrementada en el grupo de pacientes (111).

La actividad del músculo transverso abdominal también ha sido investigada en varios estudios. Generalmente su actividad ante perturbaciones estaba retrasada y los niveles de activación reducidos, dicha actividad retrasada fue asociada con una reorganización de la corteza motora (48). Adicionalmente, la activación de este músculo en relación con una perturbación parecía ser menos variable en su sincronización en pacientes con dolor lumbar en comparación con controles sanos, lo cual puede sugerir que el grupo de pacientes recurre a un control consciente incrementado (112).

En resumen de la literatura revisada es evidente que el control motor y su comportamiento son diferentes en pacientes con dolor lumbar. Sin embargo, parece existir una sustancial variabilidad en el comportamiento motor entre sujetos con

dolor. Esto significa que los pacientes con dolor lumbar usualmente tienen una manera diferente de moverse y de controlar su espalda; y la manera en la cual esta es diferente parece variar ampliamente entre individuos (8).

Control motor alterado como una causa del dolor lumbar:

Hablando estrictamente, la causalidad no puede ser probada. Un mecanismo potencial para el control motor como causa de dolor lumbar es a través de los efectos que tiene en la carga tisular, la que es posiblemente la teoría más atractiva e intuitiva porque la idea de fuerzas auto-generadas que pueden dañar el tejido están bien establecidas y aceptadas, e incluso en lesiones por fracaso secundario con nociceptores activados y una desencadenación de respuestas inflamatorias. Sin embargo, es muy difícil confirmar la presencia de microtrauma o actividad nociceptiva por sub-lesión en la espalda, lo cual hace la teoría imposible de sostener. Todavía, la literatura no provee pruebas sólidas que los cambios en el control motor pueden causar dolor lumbar y solamente presenta escenarios posibles de cómo podría hacerlo (107).

Los experimentos en cadáveres han mostrado que una alta y repetitiva compresión, inclinamiento y torsión de la columna puede causar lesiones, y dichas lesiones pueden (en seres vivos) causar dolor lumbar. Se han descrito hábitos motores específicos, tal como una postura habitualmente flexionada que podría causar carga innecesaria, sostenida o repetida; y así contribuir al dolor. También, niveles aumentados de co-contracción muscular en el tronco puede inducir una carga alta sin cambios visibles en el comportamiento motor (113).

Un estudio preliminar demostró que aquellas personas con una habilidad pobre para desempeñar una activación de los abdominales bajos son 3-6 veces más propensas a desarrollar dolor lumbar persistente o recurrente en los 2 años siguientes (114).

Evidencia experimental: Un estudio indicó que la inestabilidad espinal puede ocurrir en tareas que imponen baja carga mecánica en la columna, mientras que la columna puede estar estable en tareas que demandan una carga mecánica alta (69). Sin embargo, se mostró después que la última conclusión depende en la relación asumida entre rigidez muscular y fuerza, sugiriendo que la inestabilidad de

la columna podría también ocurrir en tareas que imponen altas cargas en la columna (115).

Adicionalmente a las cargas externas, los cambios en el sistema neuromuscular pueden incrementar la probabilidad de inestabilidad espinal. Consideraciones teóricas indican que la probabilidad de pérdida de control sobre el movimiento segmental de la columna se incrementa debido a cambios degenerativos o lesiones espinales que hayan causado una pérdida segmental de la rigidez. Además, datos experimentales sugieren que la probabilidad de pérdida del control sobre el movimiento del tronco podría incrementar con retos adicionales, como cuando la respiración es amenazada, cuando una tarea cognitiva dual es desempeñada, después de una sustancial inclinación del tronco que ha causado tensión ligamentaria, o cuando los músculos están fatigados (84).

Las perturbaciones de estabilidad postural del tronco y movimiento han sido asociadas con una alta carga tisular junto a una respuesta muscular fuerte, las cuales suceden cuando las perturbaciones mecánicas causan pérdida del balance (116).

Las diferencias en el comportamiento motor durante una tarea dada han sido demostradas como un potente efecto en la carga espinal. Por ejemplo:

1. La inclinación del tronco sostenida induce tensión ligamentaria, la cual ha sido asociada con lesión en experimentos animales (117).
2. La co-activación incrementada de los músculos del tronco muestra tener efectos sustanciales en la compresión espinal y fuerzas de deslizamiento en tareas de levantamiento (107).

A partir de la revisión bibliográfica realizada, hay datos que sugieren que es posible que la forma en la que una persona se mueve y controla su tronco pudiera causar estrés excesivo en los tejidos espinales, y así contribuir al desarrollo de dolor lumbar. La probabilidad de dicha pérdida de control sería determinada por las características individuales (habilidades motoras) y factores situacionales (presencia de cambios degenerativos, fatiga y tareas demandadas). La literatura revisada también indica que las estrategias de control motor ineficientes serían capaces de

causar carga innecesariamente alta, frecuente o sustancial y que dicha carga puede causar dolor. Actualmente, se puede concluir que una relación causal puede ser probable pero está lejos de ser probada (8).

Control motor alterado como un efecto del dolor lumbar:

El enfoque más obvio es el uso de un estímulo doloroso como la inyección de solución salina hipertónica en la musculatura lumbar. Sin embargo, los cambios en el control motor podrían ser un resultado de la señal nociceptiva por sí misma, de dolor, o asociada a factores cognitivos como el miedo (107).

Dos modelos que predicen los efectos del dolor en el control motor han ganado influencia sustancial en la ciencia y la práctica clínica: el modelo de dolor-espasmo-dolor y el modelo de adaptación al dolor. Ambos proponen que el dolor resulta en cambios predecibles (aunque diferentes) en el comportamiento motor (107).

Control motor y dolor inducido experimentalmente: El dolor inducido con inyección de solución salina hipertónica coincide con un aumento en la actividad de los erectores espinales en sedestación (lo cual parece estar correlacionado con la intensidad del dolor) y durante la marcha, algo que también ha sido observado en el dolor lumbar crónico (118). Adicionalmente, la actividad de los erectores espinales se incrementó al final del rango de flexión (77). En otro estudio, el dolor inducido tuvo efectos variables en el instante de activación de varios músculos superficiales del tronco durante las perturbaciones. Hubo una tendencia para todos los participantes de tener una actividad incrementada al menos en uno de los músculos superficiales. Sin embargo, la activación del transversal abdominal parecía estar constantemente retrasada durante movimientos voluntarios del brazo, al igual que en las personas con dolor lumbar crónico (119). También en un estudio realizado en el 2012 por Kieser y cols., se demuestra que el dolor altera la magnitud de activación de los multifidos profundos (120).

Con dolor inducido, los tiempos de activación muscular del tronco se volvieron menos variables y este efecto fue asociado con una cognición negativa con respecto al dolor (121). Adicionalmente, la variabilidad de la fuerza en la extensión isométrica del tronco se incrementó (122).

Control motor durante la remisión o después de recuperarse del dolor lumbar:

Se ha encontrado que un desequilibrio en la activación muscular no estaba presente antes del inicio del dolor lumbar, lo que sugiere que este desequilibrio fue una consecuencia del dolor, pero no determina directamente este cambio en el control motor (8).

Respuestas musculares retrasadas están presentes después de la recuperación del dolor lumbar. Pero un estudio reveló que estas también son predictivas para dolor lumbar futuro, sugiriendo que los cambios son una causa en lugar de un efecto para el dolor lumbar (123). Debido a la activación retrasada en el lado anteriormente doloroso (en el caso de los multífidos). Se puede decir que la actividad de los músculos profundos de la espalda es diferente en personas con un dolor lumbar recurrente unilateral, a pesar de la resolución de los síntomas (50).

Por lo tanto, los hallazgos de estudios experimentales en los cuales se induce dolor, apoyan fuertemente la idea de que la estimulación dolorosa, el dolor en sí mismo, o variables cognitivas asociadas con ambos, o cualquier combinación de estos factores; causan cambios en el control motor. Los estudios longitudinales muestran que algunos cambios en el control motor podrían persistir después de que el dolor haya desaparecido o esté en remisión. Esto indica que estos cambios en el control motor no son directamente efectos de la presencia del dolor, pero deja la posibilidad de que ellos sean desencadenados por el dolor para entonces permanecer en ese lugar, que ellos son efectos de la estimulación dolorosa (la cual puede ocurrir sin dolor), o efectos de cogniciones usualmente asociadas al mismo (107).

2.4.5 Modelos de control motor para entender el dolor lumbar.

La columna se considera un sistema mecánicamente inestable, pero con un sistema muscular y de control que la estabiliza, esto le permite soportar cargas y desempeñar un movimiento controlado, mientras se evita el daño y el dolor (5).

Varios modelos planteados que intentan describir el comportamiento de la columna, muchos han relacionado la rigidez muscular con la estabilidad ya que cuando una combinación apropiada entre músculos intra y multi segmentarios es mantenida, se observa que la co-contracción muscular genera una columna más rígida. Pero,

estos hallazgos ignoran el hecho de que el sistema nervioso central tiene la capacidad reconocer la posición, el movimiento y para cambiar el nivel de activación de los músculos del tronco. Aunque es posible que en tareas cuasi estáticas, la coactivación muscular sea el mecanismo predominante para dar estabilidad espinal, durante la mayoría de tareas comunes se incluye el movimiento de la columna. De hecho, el desempeño de estas tareas se degradaría y la columna se dañaría si se le mantiene completamente rígida (124).

En lugar de eso, se ha mostrado que la activación muscular es controlada a través de la combinación de coactivación muscular y respuestas reflejas, permitiendo a la columna mantener cierto nivel de flexibilidad. La confianza en las respuestas reflejas tiene la ventaja de que es el mecanismo más eficiente para estabilizar la columna que una estrategia como la co-contracción muscular. Por lo tanto, ya no es aplicable el análisis estático del sistema de estabilidad (70).

Modelos para la exploración de teorías del control motor.

Como ya se mencionó, el control con retroalimentación es usado para proveer estabilidad; la información acerca del “estado” del sistema es usada para aplicar un input de control al sistema. La información del desplazamiento de la columna y de la velocidad en fuerza que actúa sobre ella, determina todo el comportamiento del sistema (5).

Otros autores han tratado el sistema lumbar como una “caja negra” en la cual ven dentro del sistema y puede ser entendido al mirar la respuesta durante la ejecución de una tarea. Estos modelos también pueden ser usados para predecir los límites de la estabilidad durante una tarea. Potencialmente, este tipo de enfoque puede ser usado para evaluar los efectos de factores que afecten el control motor en la estabilidad de una región (125).

Panjabi propuso un modelo basado en la zona neutra, que toma en consideración tres subsistemas: pasivo, activo y de control (6). Pero al parecer un sistema insuficiente y rígido, Hoffman y Gabel en el 2013 propusieron una evolución y expansión del modelo de estabilidad propuesto por Panjabi y le agregaron los componentes de movilidad pasiva, activa y neural. Debido a que los sistemas de



movilidad y estabilidad trabajan sinérgicamente, este modelo con su expansión resulta ser el más adecuado para determinar el comportamiento de la columna lumbar (7).

Utilidad de modelos del control motor para el diagnóstico en el dolor lumbar

En términos de diagnóstico, es importante para conocer si las personas con dolor lumbar tienen un objetivo funcional diferente que aquellos que son sanos. Ya que parece ser que personas con dolor lumbar tienen altos niveles de coactivación (87). Alternativamente, es posible que personas con dolor lumbar tengan disfunciones en el control motor que incrementan el ruido en el sistema, lo cual incrementaría el nivel de coactivación para compensar esta perturbación aleatoria. Es posible que minimizar las perturbaciones en el movimiento de la columna sea importante para protegerla del daño. Pero también es posible que esta estrategia no tenga nada que ver con protección en la columna, pero en lugar representa una estrategia de afrontamiento disfuncional (5).

Es posible que personas con dolor lumbar tengan menores opciones para controlar la columna que las personas sanas. Si este es el caso, es también posible que las estrategias disponibles de control sean menos eficientes para personas con dolor lumbar (5).

2.5 ESCALA VISUAL ANÁLOGA (EVA).

La escala visual análoga (EVA) mide la intensidad del dolor, generalmente es utilizada en la mayoría de estudios científicos y validada en el seguimiento del dolor crónico. Ésta, consiste en una línea de 10 cm en un extremo marcado con “no dolor” y en el otro extremo que indica “el peor dolor imaginable”. El paciente marca en la línea el punto que mejor describe la intensidad de su dolor. La longitud marcada por el paciente es medida y registrada en milímetros. La ventaja de este test es que ha mostrado ser superior a escalas verbales descriptivas o escalas con intervalos fijos (126). “De 0 a 3 el dolor es leve, de 4 a 7 es moderado y de 8 a 10 el dolor es severo” (127). Sin embargo la Escala Visual Análoga está limitada en pacientes con: disminución de la agudeza visual, función motora y habilidad cognitiva (126).

Eficacia y confiabilidad: Según estudios se puede concluir que “la Escala Visual Análoga es un método de una alta validez y fiabilidad para conseguir el objetivo de medir el dolor de forma subjetiva. Cuando se utilizan varias escalas, se comprueba que puede existir cierta correspondencia entre ellas, pero la Escala de Calificación Verbal tiende a subestimar la intensidad del dolor, por lo que para una evaluación fiable, deberíamos utilizar la Escala Visual Análoga, siendo la más fácil de aplicar en el entorno clínico” (127). “Su validez para la medición del dolor experimental ha sido demostrada y su fiabilidad también ha sido recientemente evaluada, encontrándose satisfactoria” (128).

2.6 EVALUACIÓN DE LA ESTABILIDAD CENTRAL.

La estabilidad central puede ser evaluada usando métodos isométricos, isocinéticos e isoenergéticos. La capacidad de los individuos para demostrar estabilidad dinámica se determina a través de una relación compleja entre la capacidad muscular de la cadera y el tronco (subsistema activo) y el control motor (subsistema de control) (129). Se ha sugerido que los test funcionales y de movimientos activos deberían ser usados para propósitos preventivos o predictivos, o también cuando se evalúa intervenciones de estabilidad central. Pese a que la mayoría de exámenes clínicos diseñados para evaluar la disfunción en el control motor en sujetos con dolor lumbar, tienen alto riesgo de sesgo (10).

Según la bibliografía consultada en cuanto a evaluación de la estabilidad dinámica de los músculos profundos o locales de la zona neutra lumbar y abdominal. Los test funcionales y de movimientos activos podrían ser usados para identificar una disfunción de movimiento en el dolor lumbar. Durante dichos tests, los músculos tienen que ser co-activados en un patrón integrado para conservar el control. Por ejemplo: la habilidad del paciente para contraer isométricamente sus músculos al mismo tiempo que produce movimiento en otro segmento es referido como disociación y es aplicable en la clínica para determinar movimientos compensatorios (10).

Otro estudio evidencia la existencia de una relación significativa entre los tests de inestabilidad y desempeño con la cantidad de dolor y discapacidad en pacientes con dolor lumbar no específico. Lo que desde un punto de vista clínico, se podrían esperar más resultados positivos en los test clínicos de inestabilidad en pacientes con dolor lumbar con altos niveles de discapacidad o dolor (6).

Dispositivo para registrar la presión en la espalda:

La unidad de presión Pressure Biofeedback Unit (PBU, Stabilizer, Chattanooga, CA) ha sido desarrollado como un método indirecto para monitorear el movimiento. El dispositivo es colocado bajo la columna lumbar para medir los cambios en la presión durante el movimiento. Un incremento en la presión de la espalda indicaría una basculación pélvica posterior con la columna moviéndose hacia la dirección de flexión, mientras que una disminución en la presión indicaría una basculación pélvica anterior con la columna moviéndose hacia extensión.

En una investigación realizada en 2011, en la cual se revisó 6 estudios realizados con sujetos sanos y sin dolor lumbar se encontró una reproductibilidad de moderada a buena y una validez aceptable en el uso del transductor de presión Biofeedback para valorar la actividad del transversal abdominal (18). En otro estudio realizado en 2012, refiere que la reproductibilidad intra e inter-examinador en las medidas del transductor de presión para la actividad muscular del transversal del abdomen, durante la maniobra de contracción voluntaria en pacientes con lumbalgia crónica inespecífica estuvo en un rango de satisfactorio a excelente (130).

2.6.1 Test de Estabilidad Central de Sahrman.

Entre los métodos disponibles para se ha considerado el test de estabilidad central de Sahrman debido a que valora la capacidad que tiene el paciente para contraer isométricamente los músculos estabilizadores locales mientras al mismo tiempo se produce movimiento en los miembros inferiores. La valoración se realiza en 5 niveles de estabilidad lumbopélvico-cadera utilizando el dispositivo Stabilizer Pressure Biofeedback Unit (PBU, Stabilizer, Chattanooga). Sahrman enfatiza la importancia de la evaluación y tratamiento basado en la clasificación de las características de patrones de movimiento del tronco durante movimientos activos del miembro inferior (17).

En este test se realiza la maniobra de ahuecamiento abdominal para valorar la capacidad del paciente de contraer isométricamente los músculos al mismo tiempo que produce movimiento en otro segmento y lo valora en distintos niveles de estabilidad lumbopélvico-cadera. En un estudio demuestra que la maniobra de ahuecamiento abdominal realizada en supino produce la actividad más independiente del transversal con respecto a los otros músculos abdominales y a otras posiciones como la de prono (131). Por otro lado, mientras algunos autores afirman que los ejercicios de bracing o de refuerzo muestran mejores resultados que los de ahuecamiento abdominal, Richardson afirma que la maniobra de ahuecamiento produce una mejor activación de los músculos del sistema local. En este estudio se encontró una diferencia significativa entre los ejercicios de ahuecamiento abdominal y de bracing, dando como resultado que los ejercicios de bracing activan los músculos globales y locales conjuntamente, mientras que los ejercicios de ahuecamiento activan más eficazmente los músculos del sistema local (132). Ya que según se describe en la bibliografía revisada, los músculos profundos son los que se inhiben en periodos de dolor lumbar. Otro estudio demuestra que se puede aumentar selectivamente la activación del transversal aislándolo del músculo recto abdominal, con la instrucción específica de ahuecamiento, la cual, ayuda a mantener esta activación; además se encontró niveles de activación del transversal del 4-43% y por lo tanto pueden usarse clínicamente para calificar la activación en el transversal (133).

Por ello, el Test de Estabilidad Central de Sahrman es un excelente método para determinar y estratificar la estabilidad central. Consiste en una serie de movimientos desarrollados mientras se mantiene la estabilidad lumbo-pélvica en una alineación neutra. El evaluador usa un stabilizer biofeedback bajo la zona lumbar del paciente para determinar si hay movimiento espinal al observar los cambios en la presión (134).

El test consiste en cinco niveles de dificultad creciente que progresan desde la posición inicial supina con las rodillas dobladas y pies en el piso, hasta posiciones que implican movimientos activos del complejo lumbopélvico-cadera (Ver Tabla No. 2-2).

Parámetros del Stabilizer Biofeedback en el test de Estabilidad Central de Sahrman:

Al comienzo del test el transductor es colocado bajo el raquis lumbar desde S2 hasta L1, y es inflado a 40 mmHg. El sujeto debe mantener esa presión estable con una variación máxima de 10 mmHg, es decir, deber ser mayor a 30 mmHg y menor a 50 mmHg a medida que se progresa en los siguientes niveles de estabilidad dificultada, en caso de la alteración de dichos valores, se determina el nivel de estabilidad alcanzado.

Indicaciones al paciente: Antes de realizar el Test de Estabilidad de Sahrman se le pide al paciente que asista con ropa cómoda para que la movilidad de los miembros inferiores sea óptima, no haber ingerido comida o agua 2 horas previas al test y abstenerse de realizar ejercicios abdominales 2 días previos al test. Se le indica que se coloque en decúbito supino, con las rodillas y caderas flexionadas, los pies apoyados en el piso, y las manos sobre el pecho, posteriormente, se le pide que intente mirar su ombligo sin mover su cabeza, que realice ahuecamiento del abdomen, aplanamiento de la columna lumbar y que mantenga la presión de 40 mmHg durante los distintos niveles de dificultad.

Tabla No. 2-2

Niveles de dificultad del Test de Estabilidad Central de Sahrman (135).

NIVEL	Descripción del nivel
1	Lentamente levantar una pierna hasta la posición de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla, y luego descender la pierna hasta la posición inicial. Repetir la secuencia con la pierna opuesta.
2	Lentamente levantar una pierna hasta la posición de inicio de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla. Lentamente descender la pierna hasta que el talón contacte el suelo. Luego extiende la pierna y regresa a la posición de inicio. Repetir la secuencia con la pierna opuesta.
3	Lentamente levantar una pierna hasta la posición de inicio de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla. Lentamente descender una pierna hasta que el talón alcance los 12 cm sobre el suelo. Luego extender la pierna y regresar a la posición de inicio. Repetir la secuencia con la pierna opuesta.
4	Lentamente levantar ambas piernas hasta la posición de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla. Lentamente descender ambas piernas hasta que los talones contacten con el piso. Luego extender ambas piernas y regresar a la posición de inicio.
5	Lentamente levantar ambas piernas hasta la posición de 100 grados de flexión de cadera con una confortable flexión de rodilla. Lentamente descender ambas piernas hasta que los talones permanezcan a 12 cm sobre el suelo. Luego extender ambas piernas y regresar a la posición de inicio.

Fuente: Developing de Core.

Autor: NSCA-National Strength & Conditioning Association

Eficacia y confiabilidad:

Según estudios, la evaluación de la estabilidad central mediante el transductor de presión biofeedback es “válido desde un punto de vista teórico, no obstante, es necesario realizar estudios que analicen la relación entre los resultados obtenidos en estos test y gold standards establecidos mediante test de laboratorio” (134). En un estudio de laboratorio realizado en el 2015 el cual cuantifica las características del control del tronco durante el movimiento de la elevación unilateral de pierna en pacientes con dolor lumbar crónico usando ultrasonido, electromiografía y el



transductor de presión; demuestra que hay un coeficiente de correlación interclase para cada parámetro demostrando confiabilidad de moderada a casi perfecta, por lo tanto se puede demostrar que el sistema de medición en este estudio usando el transductor de presión biofeedback fue confiable. Los resultados de este mismo estudio muestran cambios de presión incrementados o disminuidos en personas que tienen dolor lumbar (17). En otro estudio que evaluaba los efectos a corto plazo del entrenamiento con el balón suizo en la estabilidad central y la fatiga durante la carrera; se utilizó el test de estabilidad central de Sahrmann con un dato piloto antes del inicio de este estudio que reportó un coeficiente de confiabilidad de 0.95 para el uso de este test (136).

CAPÍTULO III

3. Objetivos de la investigación.

3.1 Objetivo general:

Describir la asociación entre el grado de dolor en la zona lumbar y el nivel de contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra a través del Test de Estabilidad Central de Sahrman; en pacientes que reciben tratamiento en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”, durante el periodo Septiembre 2016- Marzo 2017.

3.2 Objetivos específicos:

- a. Caracterizar a los pacientes según variables: edad, sexo, peso, talla, índice de masa corporal, diagnóstico médico, tiempo de dolor, grado de dolor y ocupación.
- b. Determinar el grado de dolor en zona lumbar y el nivel de contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra.
- c. Analizar la asociación del grado de dolor en la zona lumbar con la contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra según variables establecidas.

CAPÍTULO IV

4. METODOLOGÍA

4.1 Tipo de estudio y diseño general.

Correlacional y transversal.

4.2 Área de estudio.

La recolección de la información fue realizada en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” el cuál, se encuentra ubicado en la provincia del Cañar, cantón Azogues, en el sector La Playa entre la Av. Luis F. Córdova y Av. Luis Manuel González.

4.3 Criterios de inclusión y exclusión.

4.3.1 Criterios de inclusión.

- Pacientes que acepten voluntariamente formar parte del estudio y que firmen el consentimiento informado.
- Pacientes de entre 20 y 49 años de edad que presenten dolor lumbar.

4.3.2 Criterios de exclusión.

- Pacientes con alteraciones dermatológicas (quemaduras) en zona lumbar.
- Pacientes con lesiones traumáticas agudas en zona lumbar como fracturas vertebrales.
- Pacientes con listesis vertebrales.
- Pacientes que hubieran sido sometidos a intervenciones quirúrgicas en zona lumbar y abdominal menor a 12 meses.
- Pacientes embarazadas y durante procesos menstruales.
- Pacientes con problemas cognitivos o de comprensión que impidan la realización de los distintos test.

4.4 VARIABLES.

4.4.1 Variables independientes.

- Dolor Lumbar.
- Tiempo de dolor.

- Diagnóstico médico.
- Ocupación.

4.4.2 Variables intervinientes.

- Edad.
- Sexo.
- Peso.
- Talla.
- Índice de masa corporal.

4.4.3 Variables dependientes.

- Contracción isométrica de los músculos de la zona neutra

4.4.4 Operacionalización de variables.

(VER ANEXO NO. 1)

4.5 Métodos, técnicas e instrumentos:

Método: Evaluación y revisión de documentos (historias clínicas).

Técnicas: Entrevista, Medición, Registros y Pruebas Estadísticas.

Instrumentos: Formulario de registro, Stabilizer Biofeedback, Test de Estabilidad Central de Sahrman, Escala Visual Análoga (EVA).

4.6 Población de estudio y muestra.

Población de estudio: La población para esta investigación abarca a todos los pacientes que acuden por dolor lumbar al área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”.

Muestra: Se utilizó muestreo probabilístico consecutivo con los pacientes que asistan por dolor lumbar al área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”. Durante el periodo de recolección de datos de 4 meses (septiembre 2016-enero 2017).

4.7 Procedimientos

Autorización: Los egresados, José Fernando Illescas Ramos e Ismael Orellana Moscoso procedieron a obtener la autorización por parte del gerente médico del hospital “Homero Castanier Crespo”. Doctor Renán Ulloa.



Capacitación: Los autores, José Fernando Illescas Ramos e Ismael Fabricio Orellana Moscoso se capacitarán mediante revisión bibliográfica y prueba piloto aplicando los test de estudio mediante la aplicación del formulario de recolección de datos a los 10 estudiantes del octavo ciclo de Terapia Física del periodo marzo-agosto 2016.

Supervisión: Magister Viviana Catalina Méndez Sacta y Magister Diego Fernando Cobos Cobos.

4.8 Materiales y métodos

Recursos humanos:

Autores: José Fernando Illescas Ramos, Ismael Fabricio Orellana Moscoso.

Director: Magister Viviana Catalina Méndez Sacta.

Asesor: Magister Diego Fernando Cobos Cobos.

Recursos materiales:

Tabla No. 4-1
Recursos materiales

Rubro	Valor unitario	Valor total
Transporte	1 dólares	206 dólares
Esferos	0,30 centavos	0,60 centavos
Carpetas	70 centavos	2,10 dólares
Goniómetro	10 dólares	10 dólares
Cinta métrica	4 dólares	4 dólares
Stabilizer Biofeedback	200 dólares	200 dólares
Balanza	20 dólares	20 dólares
Impresión de protocolo	5 dólares	30 dólares
Impresión de tesis	25 dólares	75 dólares
Impresión de formularios de recolección de datos	15 centavos	15 dólares
Impresión de consentimiento informado	15 centavos	15 dólares
Alfombra	35 dólares	35 dólares
TOTAL		612,70 dólares

Fuente: Elaboración Propia.

4.9 Procedimientos para la recolección de información e instrumentos a utilizar.

Procedimiento para la recolección de datos:

1. Se procedió a seleccionar a los pacientes que cumplan con los criterios de inclusión y acepten voluntariamente formar parte del estudio tras haber leído y firmando el consentimiento informado.
2. Posteriormente se apuntó los datos de filiación, se obtuvo las medidas antropométricas: peso, talla e índice de masa corporal; luego se recolectó datos procedentes de la historia clínica como el diagnóstico médico y el tiempo de dolor que presente la persona.
3. Después se aplicó la escala visual análoga la cual consiste en una línea de 10 cm, con un extremo marcado con “no dolor” y otro extremo que indica “el peor dolor imaginable”. El paciente marca en la línea el punto que mejor describe la intensidad de su dolor. La ventaja de la EVA es que no se limita a describir 10 unidades de intensidad, permitiendo un mayor detalle en la calificación del dolor”.
4. Posteriormente se aplicó el test de estabilidad central de Sahrman; el cuál, consiste en cinco niveles de dificultad creciente que progresan desde la posición inicial supina con las rodillas dobladas y pies en el piso, hasta posiciones que implican movimientos activos del complejo lumbopélvico-cadera (137). Al comienzo del test el transductor fue colocado bajo el raquis lumbar desde S2 hasta L1, e inflado a 40 mmHg. El sujeto tuvo que mantener esa presión estable con una variación máxima de 10 mmHg, es decir, no mayor a 30 mmHg y no menor a 50 mmHg a medida que se progresa en los niveles de estabilidad, en caso de la alteración de dichos valores, se determinó el nivel de estabilidad alcanzado.

Nota: Antes de realizar el Test de Estabilidad de Sahrman se les pidió a los pacientes que asistan con ropa cómoda para que la movilidad de los miembros inferiores sea óptima, no haber ingerido comida o agua 2 horas previas al test y abstenerse de realizar ejercicios abdominales 2 días previos a la evaluación. Se les indicó que se coloquen en decúbito supino, con las rodillas y caderas flexionadas, los pies apoyados en el piso, y las manos sobre el pecho, posteriormente, se les

pidió que intenten mirar su ombligo sin mover su cabeza, que realicen ahuecamiento del abdomen, aplanamiento de la columna lumbar, contracción del suelo pélvico como si estuviera conteniendo sus ganas de orinar y que mantenga la presión de 40 mmHg durante los distintos niveles de dificultad. El registro de cada paciente se constató en el formulario para la recolección de datos (VER ANEXO No.3)

4.10 Métodos para el control y calidad de datos

Plan de tabulación y análisis:

Programas usados: Excel y SPSS versión 15.

Se recopiló la información, se elaboró la base de datos con el programa estadístico SPSS versión 15 y se analizó utilizando frecuencias, porcentajes, test correlacionales (asociación Spearman) entre grado de dolor lumbar y nivel de contracción isométrica de la zona neutra. Los resultados se exponen por medio de tablas y gráficos usando Excel.

4.11 Procedimientos para garantizar aspectos éticos

El propósito de este estudio fue conocer la asociación entre grado de dolor y el nivel de contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra lumbar.

La participación en este estudio fue voluntaria para los pacientes entre 20 y 49 años que presenten dolor lumbar. Para la inclusión en este estudio se les brindó un consentimiento informado de forma escrita, el cual debió ser firmado para formar parte de la investigación (VER ANEXO No. 4). En el cual, se incluyó información con la descripción precisa del estudio, los objetivos y su propósito, las posibles molestias que pudiese sentir (en el caso de presentar mayor dolor), indicaciones previas a la evaluación y la libertad que tiene de retirarse de la investigación en cualquier momento que desee.

Los pacientes no recibieron ninguna remuneración económica y tampoco tuvieron que pagar para formar parte del estudio. Los mismos fueron incentivados para conocer el nivel de estabilidad en su zona lumbar al final de realizar los test, también se les facilitó algunas recomendaciones para su tratamiento.

La privacidad de los participantes fue mantenida mediante las medidas necesarias para que nadie externo al proceso de investigación conozca la identidad o tenga



acceso a los datos personales; por lo tanto, la información proporcionada se reemplazó con un código y se archivó para uso único de las personas involucradas en la investigación.

Para esta investigación se utilizaron los diagnósticos de lumbalgia y lumbalgia con ciática, usando el test de estabilidad central de Sahrman y la escala visual análoga (EVA).

En este estudio no se incluyeron a mujeres embarazadas y durante procesos menstruales debido a que pueden influenciar en los resultados de las pruebas aplicadas; también se excluyeron a los pacientes con problemas cognitivos o de comprensión debido a que en la realización de las pruebas se utilizan comandos y ordenes que necesiten ser asimiladas para su correcta ejecución.

CAPÍTULO V

5.RESULTADOS.

TABLA No.5-1.

Caracterización de 30 pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”, distribuidos según variables: edad, sexo, peso, talla, índice de masa corporal, diagnóstico médico, tiempo de dolor, grado de dolor y ocupación. Azogues-Ecuador. 2017.

VARIABLES	n	%
*EDAD		
20-24	9	30
25-29	2	6,7
30-34	3	10
35-39	5	16,7
40-44	5	16,7
45-49	6	20
SEXO		
Varón	11	36,7
Mujer	19	63,3
**TALLA		
1,40-1,49	5	16,7
1,50-1,59	15	50,0
1,60-1,69	9	30,0
1,70-1,79	1	3,3
***PESO CORPORAL		
50-59	3	10,0
60-69	19	63,3
70-79	6	20,0
80-89	2	6,7
ÍNDICE DE MASA CORPORAL		
Normal	7	23,3
Pre obeso	16	53,3
Obesidad leve	7	23,3
DIAGNÓSTICO MÉDICO		
Lumbalgia	21	70
Lumbalgia con Ciática	9	30
TIEMPO DE DOLOR		
Dolor Agudo	12	40
Dolor Crónico	18	60
GRADO DE DOLOR		
Dolor leve	8	26,7
Dolor moderado	15	50
Dolor Severo	7	23,3
OCUPACIÓN		
Quehaceres Domésticos	12	40
Trabajador	13	43,3
Estudiante	5	16,7
* \bar{X} = 34 años	** \bar{X} =1,56 m	*** \bar{X} = 66,70 kg
DE= \pm 10,23 años	DE= \pm 0,07 m	DE= \pm 7,47 kg

Fuente: Base de datos.

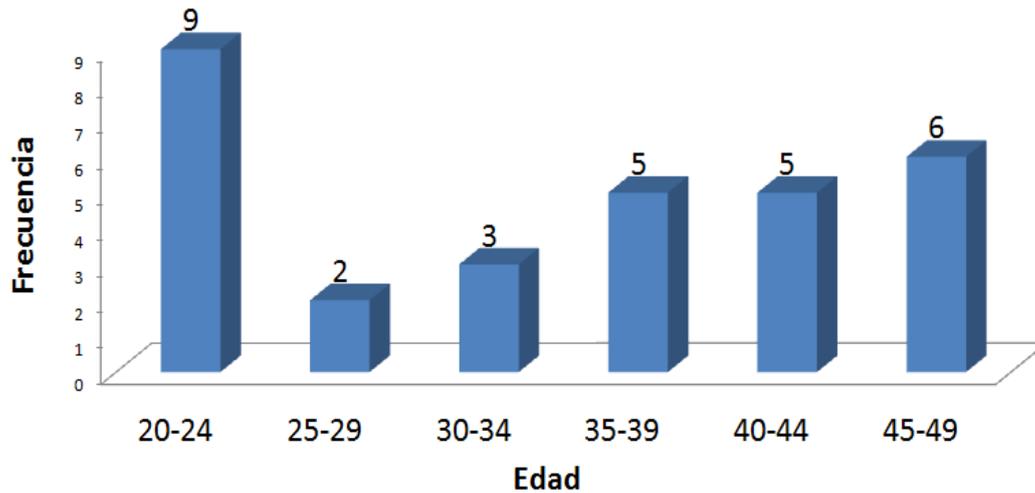
Elaborado por: Los Autores.



En la tabla No.5-1 se evidencia que la edad mínima de los pacientes fue de 20 y la máxima de 49 años, con una media de 34 y una desviación estándar de $\pm 10,23$ años; la edad de mayor frecuencia estuvo comprendida entre los 20-24 años con un porcentaje de 30% (n=9) y la de menor frecuencia fue de 25-29 años con un 6,7% (n=2). El 63,3% (n=19) de los pacientes fueron mujeres. La talla promedio fue de 1,56 m con un desvío estándar de $\pm 0,07$ m, el rango de mayor frecuencia fue de 1,50-1,59 m con un 50% (n=15). El peso promedio fue de 66,70 kg con un desvío estándar de $\pm 7,47$ kg, el rango de mayor frecuencia fue el de 60-69 kg con un 63,3% (n=19). Con respecto al índice de masa corporal los pre obesos fueron el 53,3% (n=16) y con obesidad leve con 23,3% (n=7), que sumadas dan un 76,6% de pacientes con alteración de peso. El 70% (n=21) fueron pacientes con lumbalgia y el 30% (n=9) presentaron lumbalgia con ciática. El 60% (n=18) de los pacientes tuvo dolor crónico. Durante la evaluación hubo un 50% (n=15) de pacientes con dolor moderado, 26,7% (n=8) con dolor leve y 23,3% (n=7) con dolor severo. En cuanto a ocupación hubo un 43,3% (n=13) de trabajadores, un 40% (n=12) en quehaceres domésticos y un 16,7% (n=5) de estudiantes.

GRÁFICO No.5-1.

Distribución de 30 pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” según rangos de edad. Azogues-Ecuador. 2017.

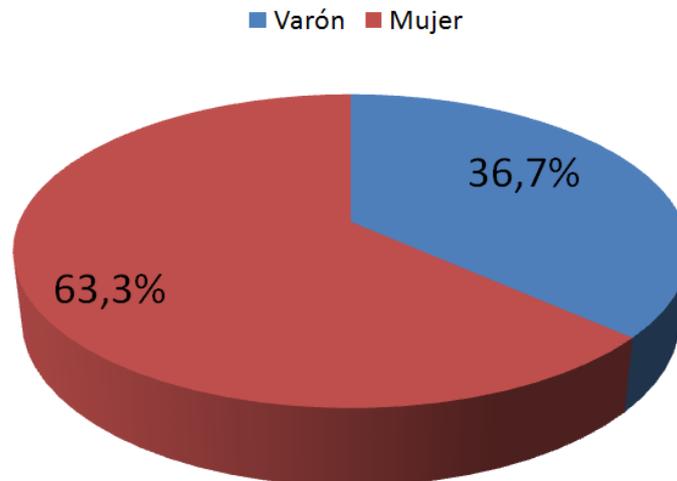


Fuente: Tabla No.5-1.
Elaborado por: Los Autores.

En el Gráfico No.5-1 se observa la edad de mayor frecuencia de pacientes evaluados con dolor lumbar estuvo comprendida entre el rango de 20-24 años con 9 pacientes, mientras que la de menor frecuencia fue de 25-29 años con 2 pacientes. Por lo tanto, la mayoría de los pacientes evaluados durante este estudio fueron adultos jóvenes.

GRÁFICO No.5-2.

Porcentaje de 30 pacientes evaluados en el área de fisioterapia del hospital
“Homero Castanier Crespo” según sexo. Azogues-Ecuador. 2017.

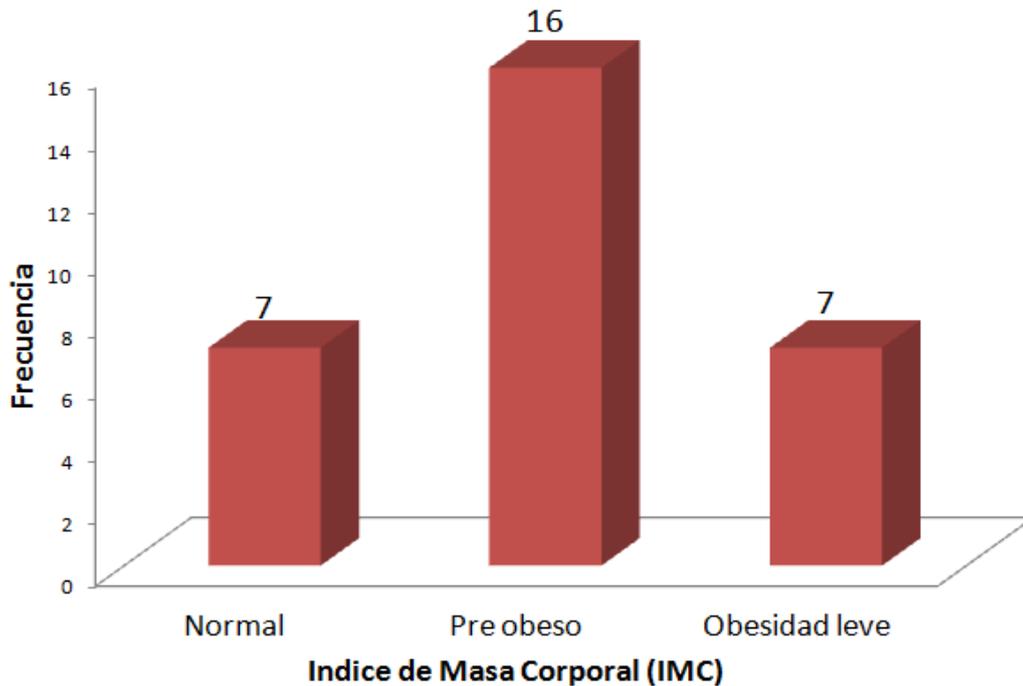


Fuente: Tabla No.5-1.
Elaborado por: Los Autores.

En el Gráfico No.5-2 se observa que el 63,3% de los pacientes evaluados fueron mujeres, y el 36,7% varones.

GRÁFICO No.5-3.

Distribución de 30 pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” según Índice de Masa Corporal (IMC).
Azogues-Ecuador. 2017.

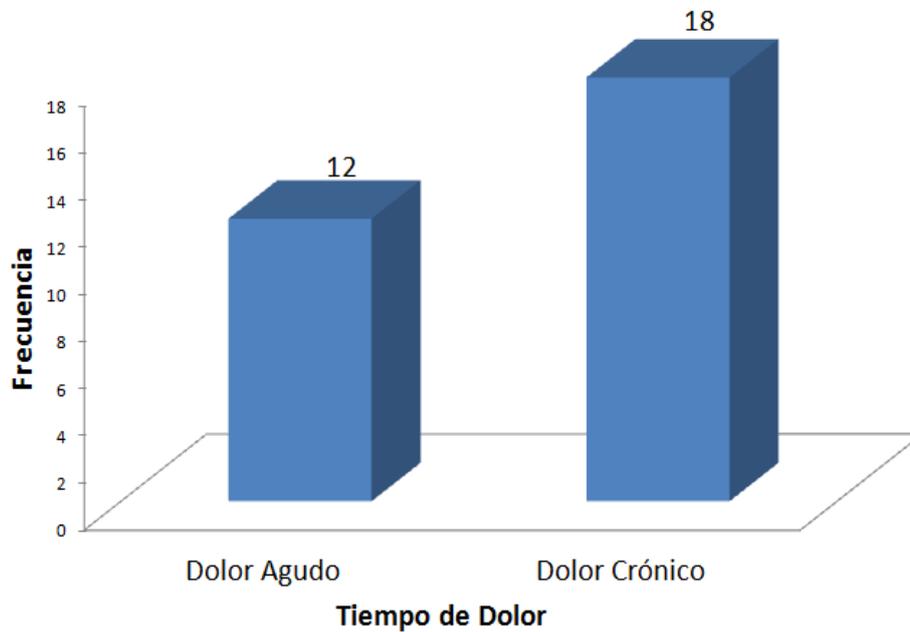


Fuente: Tabla No.5-1.
Elaborado por: Los Autores.

En el Gráfico No.5-3 se observa que de los pacientes evaluados, 7 presentaron un índice de masa corporal normal, 16 pre-obesidad y 7 obesidad leve. Es así que 23 pacientes presentaron alteraciones en su índice de masa corporal.

GRÁFICO No.5-4.

Distribución de 30 pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” según tiempo de dolor. Azogues-Ecuador. 2017.

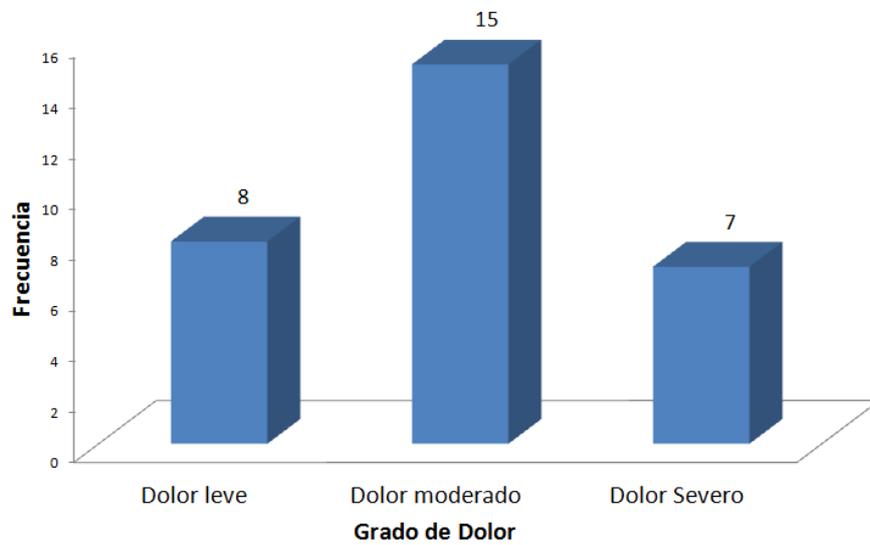


Fuente: Tabla No.5-1.
Elaborado por: Los Autores.

En el Gráfico No.5-4 se evidencia que 18 de los pacientes evaluados presentaron dolor crónico y 12 pacientes dolor agudo.

GRÁFICO No.5-5.

Distribución de 30 pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” según grado de dolor. Azogues-Ecuador. 2017.



Fuente: Tabla No.5-1.
Elaborado por: Los Autores.

En el Gráfico No.5-5 se evidencia que de los pacientes evaluados con dolor lumbar, 15 presentaron dolor moderado, 8 con dolor leve y 7 con dolor severo.

TABLA No.5-2.

30 pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”, distribuidos según grado de contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar. Azogues-Ecuador. 2017.

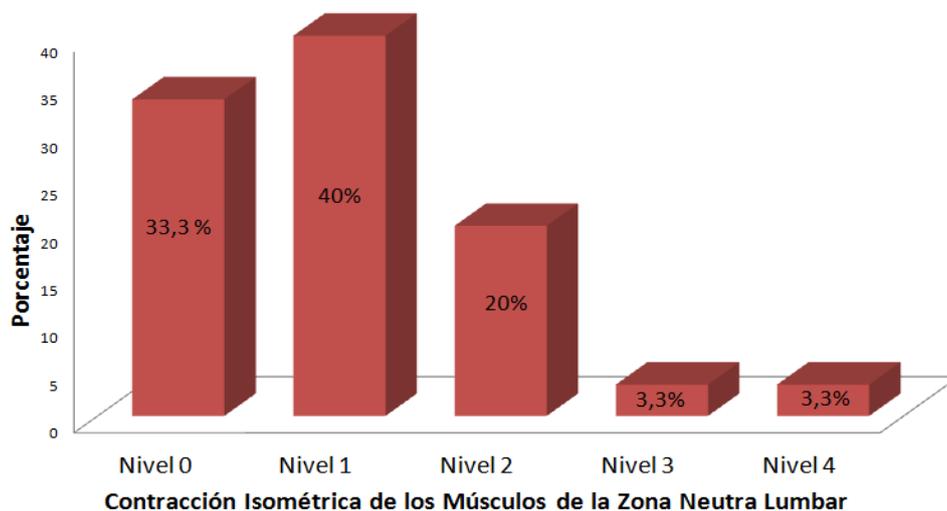
Contracción Isométrica de los Músculos de la Zona Neutra Lumbar		
	N	%
Nivel 0	10	33,3
Nivel 1	12	40
Nivel 2	6	20
Nivel 3	1	3,3
Nivel 4	1	3,3

Fuente: Base de datos.

Elaborado por: Los Autores.

GRÁFICO No.5-6.

Porcentaje de pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo” según grado de contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar. Azogues-Ecuador. 2017.



Fuente: Tabla No.5-2.

Elaborado por: Los Autores.

Se evidencia en la Tabla No.5-2 y Gráfico No.5-6 que un 40% (n=12) de los pacientes tienen Nivel 1 de contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar, seguido de un 33,3% (n=10) con Nivel 0, estos sumados corresponden a un 73,3% (n=22) siendo los de mayor frecuencia.

TABLA No.5-3

Asociación entre grado de dolor y contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar de los pacientes evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”. Azogues-Ecuador. 2017.

Correlaciones Rho de Spearman

			Escala Visual Análoga	Contracción Isométrica de los Músculos de la Zona Neutra Lumbar
Rho de Spearman	Escala Visual Análoga	Coefficiente de correlación	1	-0,238
		Sig. (bilateral) (p Valor)	.	*0,205
		N	30	30
	Contracción Isométrica de los Músculos de la Zona Neutra Lumbar	Coefficiente de correlación	*-0,238	1
		Sig. (bilateral)	0,205	.
		N	30	30

Fuente: Base de datos.

Elaborado por: Los Autores.

*Con un p valor > 0,05 no existe correlación entre grado de dolor y contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar.

Este estudio planteó el objetivo de describir la asociación entre grado de dolor en la zona lumbar y la contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra. Para su análisis se utilizó la prueba de correlación de Spearman entre la Escala Visual Análoga (EVA) para el grado de dolor y el test de Estabilidad Central de Sahrman para el nivel de contracción. El coeficiente de correlación obtenido fue de $p=0,238$ lo que indicaría una débil asociación entre estas variables.

En este estudio con un una probabilidad de error del 20,5% ($p > 0,05$) no se puede afirmar que existe correlación entre grado de dolor y contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar.

TABLA No.5-4.

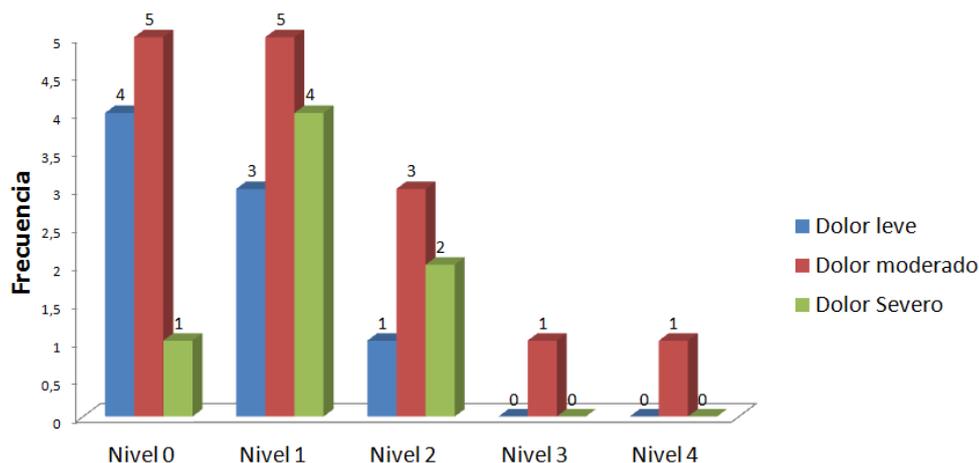
30 Pacientes con dolor lumbar evaluados en el área de fisioterapia del hospital “Homero Castanier Crespo”, distribuidos según grado de dolor y nivel contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar. Azogues-Ecuador. 2017.

Variable		CONTRACCIÓN ISOMÉTRICA DE LOS MÚSCULOS DE LA ZONA NEUTRA LUMBAR					TOTAL
		Nivel 0	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4	
GRADO DE DOLOR	Dolor leve	4	3	1	0	0	8
	Dolor moderado	5	5	3	1	1	15
	Dolor Severo	1	4	2	0	0	7
TOTAL		10	12	6	1	1	30

Fuente: Base de datos.
Elaborado por: Los Autores.

GRÁFICO No.5-7.

Distribución de 30 pacientes evaluados en el área de fisioterapia del Hospital General Homero Castanier Crespo según grado de dolor y el nivel de contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar. Azogues-Ecuador. 2017.



Contracción Isométrica de los Músculos de la Zona Neutra Lumbar

Fuente: Tabla No.5-4.
Elaborado por: Los Autores.

En la tabla No.5-4 y gráfico No.5-7 Se ha observado que en los pacientes con dolor leve en su mayoría presentan un nivel 0 (n=4) y 1 (n=3) de contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar, respectivamente. En cuanto a dolor moderado los niveles de contracción se presentan de igual manera entre 0 (n=5) y 1 (n=5), y para el dolor severo mayormente nivel 1 (n=4).

CAPÍTULO VI

6.1 DISCUSIÓN.

Varios estudios han asociado los cambios anatómicos, fisiológicos y cambios en el comportamiento con el dolor lumbar. Sin embargo, pocos investigadores han estudiado la asociación entre grado de dolor y la actividad muscular isométrica usando el test de Estabilidad Central de Sahrman.

Por ello, se ha planteado este estudio el cual fue conducido con una muestra de 30 participantes quienes fueron remitidos para recibir tratamiento conservador para el dolor lumbar en el área de fisioterapia del hospital "Homero Castanier Crespo". Los objetivos de nuestra tesis fueron cumplidos exitosamente. El principal de ellos, fue el de describir la asociación entre grado de dolor y contracción isométrica de los músculos que estabilizan la zona neutra lumbar. Para llevar a cabo este objetivo, se utilizó la Escala Visual Análoga (EVA) para medir el dolor, y la unidad Pressure Biofeedback Unit (PBU, Stabilizer, Chattanooga, CA), para obtener un dato cuantificable de los cambios de presión en la columna lumbar. Posteriormente usamos el test de correlación de Spearman y realizamos la asociación entre las variables planteadas.

Nuestros datos evidencian un coeficiente de correlación de $P = 0,238$ lo que indicaría una débil asociación entre las variables de grado de dolor y contracción isométrica de los músculos estabilizadores de la zona neutra lumbar. Basados en una significancia de 0,05. Por lo que en este estudio con una probabilidad de error del 20,5% ($P > 0,05$) no se puede afirmar que existe dicha asociación (Tabla No.5-3).

En tal sentido los resultados obtenidos no confirman el efecto negativo del dolor en la actividad muscular, pero se observó claramente que existe una alteración en la capacidad para desempeñar los niveles avanzados del test de Estabilidad Central de Sahrman, ya que el 73,3% ($n=22$) de los pacientes se encontraban en niveles 0 y 1 (Tabla No.5-2). En este contexto cabe agregar que los niveles de estabilidad podrían ser influenciados por factores dependientes del tiempo (tal como la fatiga, cambios corticales y motores previos) los cuales alterarían el control sensorio-motor y la habilidad de los músculos del tronco para desempeñar la tarea requerida (8,134)

Este es el primer estudio que indica una débil asociación en cuanto al grado de dolor lumbar y contracción isométrica (Tabla No.5-3). Nuestro estudio podría resultar interesante para los clínicos, quienes pueden esperar encontrar diferencias entre el nivel de estabilidad que pueda tener un paciente y el grado de dolor que refiera el mismo.

Contrariamente a los resultados obtenidos en nuestro estudio, en una revisión sistemática realizada por Vanti y cols en el 2016, se concluyó que el dolor está relacionado con los test de inestabilidad clínica (elevación de pierna recta, extensión lumbar pasiva e inestabilidad en prono) para la zona lumbar (6). También Atsushi y cols en el 2015, realizó un estudio observacional con 90 personas (30 pacientes para control, 30 con dolor lumbar en flexión y 30 en extensión) usando electromiografía, ultrasonido en tiempo real y el dispositivo de presión Stabilizer Biofeedback, demostró que las características del control del tronco durante la elevación de una pierna era diferentes en personas con dolor lumbar crónico no específico, aunque este estudio no asoció los cambios motores con el grado de dolor (17). Adicionalmente según describe Comerford y Mottram en el 2012, el dolor no parece afectar significativamente la habilidad de los atletas para generar fuerza y velocidad mientras ellos puedan ignorar mentalmente el dolor, por ello se ha sugerido que más del 90% de los récords olímpicos han sido rotos por atletas con dolor musculoesquelético crónico o recurrente. Aunque, en presencia de dolor crónico o recurrente, los sujetos cambian los patrones de reclutamiento motor que normalmente se usa para desempeñar tareas de baja carga se plantea que los cambios motores relacionados con el dolor únicamente pueden ser demostrados durante pruebas de baja carga. Por lo tanto las pruebas basadas en fuerza o desempeño no pueden identificar si hay un cambio relacionado con el dolor en los patrones de reclutamiento motor (138). Esta discrepancia en las investigaciones puede ser interpretada considerando los diferentes test usados. Nuestro estudio describe la presencia de inestabilidad clínica mediante el Test de Estabilidad Central de Sahrman con una débil asociación con el grado de dolor.

Las principales limitaciones de este estudio fueron: el tamaño de la muestra, variables no tomadas en consideración (recurrencia del dolor, tipo de dolor lumbar funcional, dolor lumbar uni o bilateral) y factores psicológicos adversos que

podiesen generar una activación de un comportamiento protector asociado al catastrofismo.

Para este estudio, usamos el mismo procedimiento para todos los pacientes. Los test fueron ejecutados en el mismo orden para cada participante; por lo tanto, nosotros pudimos haber introducido efectos de secuencia que podiesen alterar los resultados del test si se aplicara por otros profesionales y/o condiciones.

6.2 CONCLUSIONES.

Los resultados de nuestro estudio describen una capacidad disminuida de los pacientes evaluados para desempeñar el test de Estabilidad Central de Sahrman, sin relación con la cantidad de dolor, ya que la mayoría (73,3%) se encontraban en niveles de estabilidad de 0 y 1; lo que evidencia la presencia de alteraciones en el control motor en pacientes con dolor lumbar.

Para el objetivo principal de nuestro estudio, el coeficiente de correlación obtenido indicó una débil asociación entre las variables grado de dolor y nivel de contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar.

6.3 RECOMENDACIONES.

Se sugiere que en estudios futuros se profundice la asociación entre las variables que hemos establecido, controlando factores psicológicos y corticales que podiesen contribuir a la disfunción motora sin una relación con la cantidad de dolor. Además, la respuesta ante el dolor inducido podría ser estudiada para obtener mejores resultados mediante estudios experimentales.

También, se recomienda comparar los resultados con otras medidas de la actividad muscular (tal como la electromiografía, la resonancia magnética y el ultrasonido en tiempo real) y las variables planteadas, para dar un mayor nivel de validez y objetividad. Además se debería tomar en consideración las limitantes ya descritas en nuestro estudio.

CAPÍTULO VII

7.1 Referencias bibliográficas.

1. Lima P, Oliveira R, Moura Filho A, Raposo M, Costa L, Laurentino G. Concurrent validity of the pressure biofeedback unit and surface electromyography in measuring transversus abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain. Scielo. [En línea].; 2012. [Fecha de acceso: 17 de Febrero del 2017]. URL disponible en: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552012000500011.
2. Lizier DT, Vaz Pérez M, Kimiko Sakata R. Ejercicios para el tratamiento de la lumbalgia inespecífica. Scielo. [En línea].; 2012. [Fecha de acceso: 5 de Enero del 2017]. URL disponible en: http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0034-70942012000600008&script=sci_arttext&tlng=es.
3. Thomas A. Comparative analysis of motor control stability and strengtheing program in treatment of chronic low back pain among male weight lifters .Physiotherapy Journal. [En línea].; 2015. [Fecha de acceso: 26 de enero del 2017]. URL disponible en: [http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406\(15\)01525-4/abstract](http://www.physiotherapyjournal.com/article/S0031-9406(15)01525-4/abstract).
4. Wen-Dien C, Hung-Yu L, Ping-Tung L. Core strength training for patients with chronic low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2015. [Fecha de acceso: 9 de Enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395677/>.
5. Reeves P, Cholewicki J, Pearcy M, Parnianpour M. How can models of motor control be useful for understanding low back pain?. ScienceDirect. [En línea]. Michigan: Churchill Livingstone Elsevier; 2013. [Fecha de acceso: 15 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000161>.
6. Vanti C, Conti C, Faresin F, Ferrari S, Piccarreta R. The Relationship Between Instability and Endurance Tests, Pain, and Disability in Nonspecific Low Back Pain. PubMed.gov. [En línea].; 2016. [Fecha de acceso: 24 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27167368>.
7. Hoffman J, Gabel P. Expanding Panjabi's stability model to express movement: A theoretical model. Medical Hypotheses. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 4 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.deepdyve.com/lp/elsevier/expanding-panjabi-s-stability-model-to-express-movement-a-theoretical-SMy7vMUmbT>.
8. Hodges P, Chlewicki J, Van Dieen J. Spinal Control. Primera edición ed. Londres: ELSEVIER; 2013.
9. MacDonald D, Moseley G, Hodges P. People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 5 de febrero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20228708>.
10. Carlsson H, Rasmussen-Barr E. Clinical screening tests for assessinf movement control in non-specific low-back pain. A Systematic review of intra- and inter-observer reliability studies. PubMed.gov. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso 26 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23018080>.



11. Parker R, Lewis G, Rice D, McNair P. Is Motor Cortical Excitability Altered in People with Chronic Pain? A Systematic Review and Meta-Analysis. ScienceDirect. [En línea].; 2016. [Fecha de acceso: 26 de enero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1935861X1630050X>.
12. Ministerio de Salud Pública. Dolor Lumbar. Guía de Práctica Clínica. Primera ed. MSP DNdN–, editor. Quito; 2015.
13. Cajamarca I, Rodríguez D. Prevalencia y Factores de Riesgo de Lumbalgia utilizando el cuestionario COPCORD en personas mayores de 18 años en Cuenca, Ecuador, año 2014. No Publicado. Cuenca: Universidad de Cuenca, Facultad de Ciencias Médicas; 2014.
14. Gomezcoello P. Base de Datos Fisioterapia. No publicado. Azogues: Hospital General Homero Castanier Crespo, Fisioterapia; 2015.
15. Elgueta-Cancino E, Schabrun S, Danneels L, Hodges P. A clinical test of lumbopelvic control: development and reliability of a clinical test of dissociation of lumbopelvic and thoracolumbar motion. PubMed.gov. [En línea].; 2014. [Fecha de acceso: 17 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24853256>.
16. O'Sullivan K, O'Sullivan L, Campbell A, O'Sullivan P, Dankaerts W. Towards monitoring lumbo-pelvic posture in real-life situations: concurrent validity of a novel posture monitor and a traditional laboratory-based motion analysis system. PubMed.gov. [En línea].; 2012. [Fecha de acceso: 17 de febrero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22015373>.
17. Ohe A, Kimura T, Goh AC, Oba A, Takahashi J, Mogami Y. Characteristics of trunk control during crook-lying unilateral leg raising in different types of chronic low back pain patients. PubMed.gov. [En línea].; 2015. [Fecha de acceso: 25 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25868094>.
18. Lima P, De Oliveira R, Costa L, Laurentino G. Measurement properties of the pressure biofeedback unit in the evaluation of transversus abdominis muscle activity: a systematic review. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 30 de octubre del 2016]. URL disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21497243>.
19. Reeves P, Cholewicki J. Spine systems science: a primer on the systems approach. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 19 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000021>.
20. van Dieën J, Kingma I. Spine function and low back pain: interactions of active and passive structures. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 19 de febrero del 2017] URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000057?np=y&npKey=bc97635a7fc5e8095f959719b31beeaf68394e4d324f6c1e92d7ef6e04dac0>.
21. Bellido JC, Rodríguez MdC, López IM, Pancorbo P. Adaptación cultural y validación de contenido del resultado "Nivel del dolor" de la Clasificación de Resultados de Enfermería. Elsevier. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 4 de enero del 2017]. URL disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-enfermeria-clinica-35-pdf-S1130862113000995-S300>.
22. Van Hees J, Gybels J. C nociceptor activity in human nerve during painful and non painful skin stimulation.



- PubMed.gov. [En línea].; 1981 [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC491064/>.
23. Weerakkody N, Whitehead N, Canny B, Gregory J, Proske U. Large-fiber mechanoreceptors contribute to muscle soreness after eccentric exercise. PubMed.gov. [En línea].; 2001. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016].URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14622819>.
24. Weerakkody N, Percival P, Hickey M, Morgan D, Gregory J, Canny B, et al. Effects of local pressure and vibration on muscle pain from eccentric exercise and hypertonic saline. PubMed.gov. [En línea].; 2003. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14527703>.
25. Melzack R. Phantom limbs and the concept of a neuromatrix. PubMed.gov. [En línea].; 1990. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1691874>.
26. Moseley L. Trunk muscle control and back pain: chicken, egg, neither or both?. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 16 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000112>.
27. U. Andres Bello. Aspectos Generales y Neuroanatomía del Dolor . Docsity. [En línea].; 2011. [Fecha de acceso: 23 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.docsity.com/es/aspectos-generales-y-neuroanatomia-del-dolor-apuntes-fisioterapia/342287/>.
28. Gomez A, Francisco M. Lumbalgia ocupacional. ELSEVIER. [En línea].; 2002. [Fecha de acceso: 6 de mayo del 2016] URL disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-fisioterapia-146-articulo-lumbalgia-ocupacional-S0211563801730179>.
29. Andersen J, Haahr J, Frost P. Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: A two-year prospective study of a general working population. Arthritis & Rheumatology. [En línea].; 2007. [Fecha de acceso: 28 de diciembre del 2016] URL disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/art.22513/abstract;jsessionid=F10934CA49D16258B524FD2569D0A736.f03t03>.
30. Panjabi MM. Clinical Spinal instability and low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2003. [Fecha de acceso: 12 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12832167>.
31. Wong A, Parent E, Funabashi M, Stanton T, Kawchuk G. Do various baseline characteristics of transversus abdominis and lumbar multifidus predict clinical outcomes in nonspecific low back pain? Asystematic review. PubMed.gov.[En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 21 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23867731>.
32. Gay RE, Ilharreborde B, Zao K, Boumediene E, An KN. The effect of loading rate and degeneration on neutral region motion in human cadaveric lumbar motion segments. PubMed.gov. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17889415>.
33. Brotzman B, Manske R. Rehabilitación Ortopédica Clínica. Tercera ed. Dauherty K, editor. Memphis: Elsevier; 2008.
34. Lee D. The Pelvic Gridle. An approach to the examination and treatment of the lumbopelvic-hip region.



Tercera ed. Hodges P, editor. Londres: ELSEVIER; 2004.

35. Kacvic N, Grenier S, McGill SM. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. PubMed. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 28 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15167666>.
36. McGill S. Opinions on the links between back pain and motor control: the disconnect between clinical practice and research. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 16 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000070>.
37. Sapsford R, Hodges P. Contraction of the pelvic floor muscles during abdominal maneuvers. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. [En línea].; 2001. [Fecha de acceso: 24 de enero del 2017]. URL disponible en: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(01\)28312-9/fulltext](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(01)28312-9/fulltext).
38. Barker P, Guggenheimer K, Grkovic I, Briggs C, Jones D, Tomas D, et al. Effects of tensioning the lumbar fasciae on segmental stiffness during flexion and extension: Young Investigator Award winner. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 27 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16481949>.
39. Thomas J, France C, Sha D, VanderWiele N. The influence of pain-related fear on peak muscle activity and force generation during maximal isometric trunk exertions. PubMed.gov. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18469681>.
40. Wallwork T, Stanton W, Freke M, Hides J. The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19027343>.
41. Hodges P, Allison KH, Tommy H, Sten H. Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 24 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17139223>.
42. Teyhen D, Williamson JN, Carlson NH, Suttles ST, O'Laughlin SJ, Whittaker JL, et al. Ultrasound characteristics of the deep abdominal muscles during the active straight leg raise test. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 16 de febrero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19406295>.
43. McDonald D, Moseley L, Hodges P. Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 8 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19186001>.
44. Moseley M, Zalucki N, Birklein F. Thinking movements hurts: the effect of motor imagery on pain and swelling in people with chronic arm pain. PubMed.gov. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18438892>.
45. Cousins M, Brennan F, Carr D. Pain relief: a universal human right. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15494176>.
46. Andersen R, Buneo C. The posterior parietal cortex: Sensorimotor interface for the planning and online control of visually guided movements. ScienceDirect. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del



- 2016]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0028393205003337>.
47. Das A, Franca J, Gattass R. The brain decade in debate: VI. Sensory and motor maps: dynamics and plasticity. Scielo. [En línea].; 2001 [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <http://www.scielo.br/pdf/bjmr/v34n12/4318.pdf>.
48. Tsao H, Galea M, Hodges P. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18669505>.
49. Moseley L, Gallance A, Spence C. Space-based but not arm-based, shift in tactile processing in complex regional pain syndrome and its relationship to cooling of the affected limb. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19752177>.
50. Hodges P, Richardson C. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. PubMed.gov. [En línea].; 1996. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8961451>.
51. Hodges P, Moseley L. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. PubMed.gov. [En línea].; 2003. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12783146>.
52. Moseley L, Parsons T, Spence C. Visual distortion of a limb modulates the pain and swelling evoked by movement. ScienceDirect. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960982208012591>.
53. Henchoz Y1 TCAJPMMDM. Effects of noxious stimulation and pain expectations on neuromuscular control of the spine in patients with chronic low back pain. The Spine Journal. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 24 de enero del 2017]. URL disponible en: [http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430\(13\)01373-9/abstract](http://www.thespinejournalonline.com/article/S1529-9430(13)01373-9/abstract).
54. Lloyd D, Helbig T, Findlay G, Roberts N, Nurmikko T. Brain áreas involved in Anticipation of Clinically Relevant Pain in low back pain populations with high levels of pain behavior. PubMed.gov. [En línea].; 2016. [Fecha de acceso: 24 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26844417>.
55. Pickar J. Proprioceptive contributions from paraspinal muscles spindles to the relationship between control of the trunk and back pain. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 15 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000136>.
56. Proske U, Gandevia S. The kinaesthetic senses. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2754351/>.
57. Cao DY, Pickar J, Ge W, Ianuzzi A, Khalsa P. Position sensitivity of Feline Paraspinal Muscle Spindles to Vertebral Movement in the Lumbar Spine. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2695637/>.
58. Banks R. Comment on "Two enigmas in proprioception: Abundance and location of muscle spindles". ScienceDirect. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en:



<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0361923007003899>.

59. Brumagne S, Cordo P, Lysens R. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2000. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10767813>.
60. Yamashita T, Cavanaugh J, el-Bohy A, Getchell T, King A. Mechanosensitive afferent units in the lumbar facet joint. PubMed.gov. [En línea].; 1990. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2365719>.
61. Ferrell W, Gandevia S, McCloskey D. The role of joint receptors in human kinaesthesia when intramuscular receptors cannot contribute. PubMed.gov. [En línea].; 1987. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1192450/>.
62. Burke D, Gandevia S. Interfering cutaneous stimulation and the muscle afferent contribution to cortical potentials. CLINICAL NEUROPHYSIOLOGY. [En línea].; 1988. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: [http://www.clinph-journal.com/article/0013-4694\(88\)90112-5/references](http://www.clinph-journal.com/article/0013-4694(88)90112-5/references).
63. Solomonow M, Zhou B, Harris M, Lu Y, Baratta R. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. PubMed.gov. [En línea].; 1988. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9854754>.
64. Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson S. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. PubMed.gov. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2527415/>.
65. Brumagne S, Janssens L, Janssens E, Goddyn L. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2008. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18541428>.
66. Brumagne S, Cordo P, Verschueren S. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15265591>.
67. Thoumie P, Do M. Changes in motor activity and biomechanics during balance recovery following cutaneous and muscular deafferentation. PubMed.gov. [En línea].; 1996. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8836692>.
68. Ollivie-Lanvin K, Keeler B, Siegfried R, Houlé J, Lemay M. Proprioceptive neuropathy affects normalization of the H-reflex by exercise after spinal cord injury. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19913536>.
69. Cholewicki J, McGill S. Mechanical Stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 1996. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11415593>.
70. Moorhouse K, Granata K. Role of Reflex Dynamics in Spinal Stability: Intrinsic Muscle Stiffness Alone is Insufficient for Stability. PubMed.gov. [En línea].; 2007 [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL



disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1851677/>.

71. Willigenburg N, Kingma I, van Dieën J. How is precision regulated in maintaining trunk posture?. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20229311>.
72. Moseley L. Distorted body image in complex regional pain syndrome. PubMed.gov. [En línea].; 2005. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16157921>.
73. Lee A, Cholewicki J, Reeves P, Zazulak B, Mysliwiec L. Comparison of trunk proprioception between patients with low back pain and healthy controls. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4896302/pdf/nihms215010.pdf>.
74. O'Sullivan P, Burnett A, Floyd A, Gadsdon K, Logiudice J, Miller D, et al. Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. PubMed.gov. [En línea].; 2003. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12768152>.
75. Descarreaux M, Blouin J, Teasdale N. Repositioning accuracy and movement parameters in low back pain subjects and healthy control subjects. PubMed.gov. [En línea].; 2005. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3476690/>.
76. Janssens L, Brumagne S, Polspoel K, Troosters T, McConnell A. The effect of inspiratory muscles fatigue on postural control in people with and without recurrent low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20393397>.
77. Zedka M, Prochazka A, Knight B, Gillard D, Gauthier M. Voluntary and reflex control of human back muscles during induced pain. PubMed.gov. [En línea].; 1999. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10523425>.
78. Kang Y. Stimulation of Chemosensitive Afferents From Multifidus Muscle Does Not Sensitize Multifidus Muscle Spindles to Vertebral Loads in the Lumbar Spine of the Cat. PubMed.gov. [En línea].; 2001. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/labs/articles/11462081/>.
79. Johanson E, Brumagne S, Janssens L, Pijnenburg M, Claeys K, Pääsuke M. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2011. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3229729/>.
80. Janssens L, Pijnenburg M, Claeys K, McConnell A, Troosters T, Brumagne S. Postural Strategy and back muscle oxygenation during inspiratory muscle loading. PubMed.gov. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23470314>.
81. Thomas G, Segal S. Neural control of muscle blood flow during exercise. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15247201>.
82. Dolan P, Adams M. Time-dependent mechanisms that impair muscle protection of the spine. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 15 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000148>.



83. Cao DY, Pickar J. Effect of spinal manipulation on the development of history-dependent responsiveness of lumbar paraspinal muscle spindles in the cat. PubMed.gov. [En línea].; 2015 [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4045034/>.
84. Sánchez-Zuriaga D, Adams M, Dolan P. Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue?. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20147877>.
85. Henry S, Hitt J, Bunn J. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16806618>.
86. Brumagne S, Janssens L, Claeys K, Pijnenburg M. Altered variability in proprioceptive postural strategy in people with recurrent low back pain. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 15 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000124>.
87. Van Dieën J, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. PubMed.gov. [En línea].; 2003. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12698129>.
88. van Dieën J, Selen L, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. Journal of Electromyography and Kinesiology. [En línea].; 2003. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: [http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411\(03\)00041-5/abstract](http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411(03)00041-5/abstract).
89. Johansson H, Sojka P. Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: a hypothesis. PubMed.gov. [En línea].; 1991. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1943863>.
90. Hamaoui A, Poupard L, Bouisset S. Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects. ScienceDirect. [En línea].; 2002. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003302000426>.
91. Thunberg J, Ljubisavljevic M. Effects on the fusimotor-muscle spindle system induced by intramuscular injections of hypertonic saline. PubMed.gov. [En línea].; 2002. [Fecha de acceso: 20 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11819039>.
92. Harbourne R, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19168711>.
93. Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. PubMed.gov. [En línea].; 2011. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20824281>.
94. Mok N, Brauer S, Hodges P. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal



- displacement in low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2007. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17762795>.
95. Dolan P, Mannion A, Adams M. Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. PubMed.gov. [En línea].; 1995. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7716619>.
96. Gandevia S, Allen G, Butler J, Taylor J. Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex. PubMed.gov. [En línea].; 1996. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1158689/>.
97. Bigland-Ritchie B, Dawson N, Johansson J, Lippold O. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. PubMed.gov. [En línea].; 1986. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1182907/>.
98. Stuart M1 BJCDTJGS. The hystory of contraction of the wrist flexors can change cortical excitability. PubMed.gov. [En línea].; 2002. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12482882>.
99. Madigan M, Davidson B, Nussbaum M. Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16884800>.
100. Pline K, Madigan M, Nussbaum M. Influence of fatigue time and level on increases in postural sway. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17090509>.
101. Herrmann C, Madigan M, Davidson B, Granata K. Effect of lumbar extensor fatigue on paraspinal muscle reflexes. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16406691>.
102. Trafimow J, Schipplein O, Novak G, Andersson G. The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. PubMed.gov. [En línea].; 1993. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8475439>.
103. Dolan P, Adams M. Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. PubMed.gov. [En línea].; 1998. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9796671>.
104. Taylor JL1 BJGS. Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. PubMed.gov. [En línea].; 2000. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11104051>.
105. Hodges P, Galea M, Holm S, Holm A. Corticomotor excitability of back muscles is affected by intervertebral disc lesion in pigs. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19519631>.
106. Kaigle A, Wessberg P, Hansson T. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. PubMed.gov. [En línea].; 1998. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en:



<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9588475>.

107. Van Dieën JH, Moseley L, Hodges P. Motor control changes and low back pain: cause of effect?. ScienceDirect. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 15 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702043567000185>.
108. Wallwork T, Stanton W, Freke M, Hides J. The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso : 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19027343>.
109. Descarreaux M, Blouin J, Teasdale N. Force production parameters in patients with low back pain and healthy control study participants. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 21 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14752355>.
110. van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten M, Rietman J, Hermens H. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the “guarding” hypothesis?. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19683459>.
111. O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 1997. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11676676>.
112. Jacobs J, Henry S, Nagle K. Low back pain associates with altered activity of the cerebral cortex prior to arm movements that require postural adjustment. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2822008/>.
113. van Dieën J, Westebring-van der Putten E, Kingma I, Looze M. Low-level activity of the trunk extensor muscles causes electromyographic manifestations of fatigue in absence of decreased oxygenation. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 22 de diciembre del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18178450>.
114. Moseley G. Impaired trunk muscle function in sub-acute neck pain: etiologic in the subsequent development of low back pain?. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2016]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15245710>.
115. Brown S, Howarth S, McGill S. Spine stability and the role of many muscles. PubMed.gov. [En línea].; 2005. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16181962>.
116. van der Burg J, Pijnappels M, Van Dieen J. Out-of-plane trunk movements and trunk muscle activity after a trip during walking. PubMed.gov. [En línea].; 2005. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15875169>.
117. Solomonow M, Baratta R, Zhou B, Burger E, Zieske A, Gedalia A. Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. PubMed.gov. [En línea].; 2003. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12832168>.
118. Lamothe C, Daffertshofer A, Meijer O, Lorimer M, Wuisman P, Beek P. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. PubMed.gov. [En línea].; 2004.



[Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15234478>.

119. Moseley L, Nicholas M, Hodges P. Pain differs from non-painful attention-demanding or stressful tasks in its effect on postural control patterns of trunk muscles. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14689133>.
120. Kiesel K, Butler R, Duckworth A, Halaby T, Lannan K, Phifer C, et al. Experimentally induced pain alters the EMG activity of the lumbar multifidus in asymptomatic subjects. PubMed.gov. [En línea].; 2012. [Fecha de acceso: 15 de febrero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22342196>.
121. Moseley L, Hodges P. Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble?. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16719709>.
122. Descarreaux M, Blouin JS, Teasdale N. Isometric force production parameters during normal and experimental low back pain conditions. PubMed.gov. [En línea].; 2005. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC549631/>.
123. Cholewicki J, Silfies S, Shah R, Greene H, Reeves N, Alvi K, et al. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. PubMed.gov. [En línea].; 2005. [Fecha de acceso: 5 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16319747>.
124. Reeves N, Everding V, Cholewicki J, Morrisette D. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. PubMed.gov. [En línea].; 2006. [Fecha de acceso: 29 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16724177>.
125. Tanaka M, Nussbaum M, Ross S. Evaluation of the Threshold of Stability for the Human Spine. PubMed.gov. [En línea].; 2009. [Fecha de acceso: 29 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2683902/>.
126. Díez F, Marcos J, Baticón P, Montes A, Bermejo J, Merino M. Concordancia entre la escala verbal numérica y la escala visual análoga en el seguimiento del dolor agudo postoperatorio. Sedar. [En línea].; 2011. [Fecha de acceso: 19 de febrero del 2017]. URL disponible en: <https://www.sedar.es/media/2015/11/Concordancia-entre-la-escala-verbal.pdf>.
127. Alonso L. La escala visual análoga. Doctores del Río. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 6 de mayo del 2016]. URL disponible en: <http://doctoresdelrio.es/wp-content/uploads/2013/05/La-Escala-Visual-Anal%C3%B3gica.pdf>.
128. Serrano-Atero MS, al E. Valoración del dolor. Revista de la Sociedad Española del Dolor. [En línea].; 2002. [Fecha de acceso: 30 de mayo del 2016]. URL disponible en: http://revista.sedolor.es/pdf/2002_02_05.pdf.
129. Willson J, Dougherty C, Lloyd M, McClay I. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. PubMed.gov. [En línea].; 2005. [Fecha de acceso: 8 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16148357>.
130. Lima P, De Oliveira R, De Moura Filho A, Raposo M, Costa L, Laurentino G. Reproducibility of the pressure biofeedback unit in measuring transversus abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain. PubMed.gov. [En línea].; 2012. [Fecha de acceso: 30 de mayo del 2016]. URL disponible en:



<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22464125>.

131. Urquhart D, Hodges P, Trevor A, Story I. Abdominal muscle recruitment during a range of voluntary exercises. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 8 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15922235>.
132. Hyung-Woo K, Soung-Hyoun C, Cheol-Yong K. Comparison of the Effects of Hollowing and Bracing Exercises on Cross-sectional Areas of Abdominal Muscles in Middle-aged Women. PubMed.gov. [En línea].; 2013. [Fecha de acceso: 8 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3944309/>.
133. Bjerkefors A, Ekblom M, Josefsson K, Thorstensson A. Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. PubMed.gov. [En línea].; 2010. [Fecha de acceso: 9 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20570549>.
134. Vera-García F, Barbado D, Moreno-Pérez V, Hernández-Sánchez S, Juan-Recio C, Elvira J. Core stability: evaluación y criterios para su entrenamiento. Scielo. [En línea].; 2015. [Fecha de acceso: 23 de febrero del 2017]. URL disponible en: http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1888-75462015000300005.
135. Association NSaC. Developing the Core Willardson J, editor. Colorado: Human Kinetics; 2014.
136. Stanton R, Reaburn P, Humphries B. The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. PubMed.gov. [En línea].; 2004. [Fecha de acceso: 25 de enero del 2017]. URL disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15320664>
137. Richardson C, Jull G. Techniques for active lumbar stabilisation for spinal protection: A pilot study. PubMed.gov. [En línea].; 1992 [Fecha de acceso: 22 de febrero del 2017]. URL disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25025642>.
138. Comerford M, Mottram S. KINETIC CONTROL The Management of Uncontrolled Movement. Primera ed. Pickering S, editor. Chatswood: ELSEVIER; 2012.



7.2 Revisión bibliográfica adicional:

Bisbe M, Santoyo C, Segarra V. Fisioterapia en Neurología- procedimientos para restablecer la capacidad funcional: Panamericana; 2013.

Busquet L. Las cadenas musculares tomo dos. Séptima ed. Barcelona: Paidotribo; 2005.

Chaitow L, Walter J. Aplicación Clínica de las Técnicas Neuromusculares. Primera ed. Barcelona: Paidotribo; 2006.

DeConceptos.com. Concepto de Ocupación. [En línea].; 2016. [fecha de acceso: 9 de abril de 2016]. URL Disponible en: <http://deconceptos.com/ciencias-sociales/ocupacion>.

Doctissimo. Concepto de Diagnóstico Médico. [En línea]. [fecha de acceso: 9 de abril de 2016]. URL Disponible en: <http://salud.doctissimo.es/diccionario-medico/diagnostico.html>.

Doctissimo. Estatura Definición. Doctissimo. [En línea]. [fecha de acceso: 17 de julio de 2016]. URL disponible en: <http://salud.doctissimo.es/diccionario-medico/estatura.html>.

Hernandez R, Fernandez C, Baptista P. Metodología de la Investigación. Quinta ed. México: McGraw-Hill; 2010.

Kisner C. Ejercicio Terapeutico: Fundamentos y técnicas Buenos Aires: Panamericana; 2012.

Mark L. Fundamentals of Motor Control. Primera ed. San Diego: ELSEVIER; 2012.

OMS. Definición de Sexo. Sexo y Salud. [En línea]. [fecha de acceso: 14 de marzo de 2016]. URL Disponible en: http://sexosaludyenfermeria.blogspot.com/p/definiciones-de-la-oms_22.html.

Perez J, Merino M. Definición de peso corporal. Definición.DE. [En línea].; 2015. [fecha de acceso: 17 de julio de 2016]. URL Disponible en : <http://salud.doctissimo.es/diccionario-medico/estatura.html>.

Waldhelm A, Li L. Endurance tests are the most reliable core stability related measurements. ScienceDirect. [En línea].; 2012 [fecha de acceso marzo 23 del 2016] URL disponible en: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S209525461200049X>.

WordPress.Org. Definición de edad. [En línea].; 2008. [fecha de acceso 14 de marzo de 2016]. URL Disponible en: <http://definicion.de/edad/>

CAPÍTULO VIII
8.ANEXOS.
ANEXO No. 1: OPERALIZACIÓN DE VARIABLES

Variable	Definición	Dimensión	Indicador	Escala
Dolor Lumbar	Una experiencia desagradable sensitiva y emocional subjetiva asociada a un daño real o potencial de los tejidos, que se percibe en el propio cuerpo.	Escala subjetiva valorada del 0 al 10.	Escala Visual Análoga (EVA).	Cualitativa ordinal. 0 no dolor = 1 1, 2, 3 dolor leve= 2 4, 5, 6, 7 dolor moderado =3 8, 9, 10, dolor severo = 4
Tiempo de dolor.	Es la dimensión temporal básica para la interpretación del dolor.	Tiempo: Semanas de duración.	Historia clínica	Cualitativa nominal. Agudo= 1: minutos a 11 semanas. Crónico= 2: 12 semanas en adelante.
Diagnóstico médico	Parte de la medicina que tiene por objetivo identificar una enfermedad basándose en los síntomas que presenta el paciente, el historial clínico y los exámenes complementarios (físicos, analíticos, etcétera).	CIE-10.	Historia clínica.	Cualitativa Nominal. Lumbalgia(M54.5) =1 Lumbalgia con ciática (M54.4) =2
Ocupación	La ocupación de una persona hace referencia a lo que ella se dedica; a su trabajo, empleo, actividad o profesión, lo que demanda cierto tiempo, y por ello se habla de ocupación de tiempo parcial o completo, lo que le resta tiempo para otras ocupaciones.	Actividad que realiza con frecuencia.	Historia clínica.	Cualitativa Nominal Quehaceres domésticos = 1 Trabajador= 2 Estudiante = 3 Desocupado = 4
Edad.	Tiempo que ha transcurrido desde el nacimiento de un ser vivo.	Años cumplidos.	Cédula de identidad.	Cuantitativa continua de intervalo: 20-24 años 25-29 años 30-34 años 35-39 años 40-44 años 45-49 años
Sexo	Se refiere a las características biológicas observables que definen a los seres humanos como varón o mujer. Si bien estos conjuntos de características biológicas no son mutuamente excluyentes,	Genotipo	Cedula de identidad.	Cualitativa nominal. Varón=1 y Mujer=2

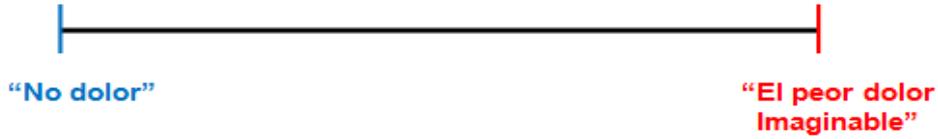


	ya que hay individuos que poseen ambos, tienden a diferenciar a los humanos como varones y mujeres.			
Peso Corporal	Cantidad de masa que alberga el cuerpo de una persona.	Kilogramos(Kg)	Balanza	Cuantitativa Continua
Talla	Altura de una persona, medida de los pies al vértice de la cabeza.	Metros (m)	Tallímetro	Cuantitativa Continua
Índice de masa corporal	Medida que asocia el peso con su talla o estatura.	Peso (Kg)/(Talla) ²	Resultado de la fórmula de IMC	Cuantitativa continua <16,00 (Delgadez severa) =1 16,00 - 16,99 (Delgadez moderada) =2 17,00 - 18,49 (Delgadez leve) =3 18,5 - 24,99 (Normal) =4 25,00 - 29,99 (Pre obeso) =5 30,00 - 34,99 (Obesidad leve) =6 35,00 - 39,99 (Obesidad media) =7 ≥40,00 (Obesidad mórbida) =8
Contracción isométrica de los músculos de la zona neutra lumbar	El ejercicio isométrico es una forma estática de ejercicio que se produce cuando un músculo se contrae sin un cambio de la longitud del músculo o sin movimiento articular visible.	Evaluación.	Test de Estabilidad Central de Sahrman.	Cualitativa ordinal: Nivel 0= 1 Nivel 1= 2 Nivel 2= 3 Nivel 3= 4 Nivel 4= 5 Nivel 5= 6

ANEXO No.2: CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.

ACTIVIDADES	TIEMPO EN MESES						RESPONSABLES
	1	2	3	4	5	6	
Revisión de instrumentos de recolección de datos	X						José Fernando Illescas Ramos
Elaboración del marco teórico	X	X	X	X			
Recolección de los datos	X	X	X	X			
Análisis e interpretación de los datos					X		Ismael Fabricio Orellana Moscoso
Elaboración y presentación de la información					X	X	
Elaboración del informe					X	X	
Conclusiones y recomendaciones						X	

Escala Visual Análoga (EVA)



EVA:

Tiempo de dolor (en semanas):

Test de Estabilidad Central de Sahrman:

NIVEL	Descripción del nivel	mmHg
1 <input type="checkbox"/>	Lentamente levantar una pierna hasta la posición de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla, y luego descender la pierna hasta la posición inicial. Repetir la secuencia con la pierna opuesta.	
2 <input type="checkbox"/>	Lentamente levantar una pierna hasta la posición de inicio de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla. Lentamente descender la pierna hasta que el talón contacte el suelo. Luego extiende la pierna y regresa a la posición de inicio. Repetir la secuencia con la pierna opuesta.	
3 <input type="checkbox"/>	Lentamente levantar una pierna hasta la posición de inicio de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla. Lentamente descender una pierna hasta que el talón alcance los 12 cm sobre el suelo. Luego extender la pierna y regresar a la posición de inicio. Repetir la secuencia con la pierna opuesta.	
4 <input type="checkbox"/>	Lentamente levantar ambas piernas hasta la posición de 100 grados de flexión de cadera con confortable flexión de rodilla. Lentamente descender ambas piernas hasta que los talones contacten con el piso. Luego extender ambas piernas y regresar a la posición de inicio.	
5 <input type="checkbox"/>	Lentamente levantar ambas piernas hasta la posición de 100 grados de flexión de cadera con una confortable flexión de rodilla. Lentamente descender ambas piernas hasta que los talones permanezcan a 12 cm sobre el suelo. Luego extender ambas piernas y regresar a la posición de inicio.	



ANEXO No.4: CONSENTIMIENTO INFORMADO



UNIVERSIDAD DE CUENCA

FACULTAD DE CIENCIAS MÉDICAS

CARRERA DE TERAPIA FÍSICA

Asociación entre dolor y contracción isométrica de la zona neutra lumbar; hospital “Homero Castanier Crespo”.

Nosotros José Fernando Illescas Ramos con C.I 0104782057 e Ismael Fabricio Orellana Moscoso con C.I 0302068309, egresados de la carrera de Terapia Física, de la Escuela de Tecnología Médica, de la Facultad de Ciencias Médicas, previa a la obtención del título de Licenciados en Terapia Física. En coordinación con los docentes asesores: Magister Viviana Catalina Méndez Sacta y Magister Diego Fernando Cobos Cobos. Realizaremos la tesis titulada “Asociación entre grado de dolor lumbar y la contracción isométrica de los músculos que estabilizan la zona neutra”. Por lo cual se le invitada a Usted a formar parte de esta investigación.

Este formulario incluye un resumen del propósito de este estudio. Usted puede hacer todas las preguntas que quiera para entender claramente su papel dentro de ésta investigación y despejar sus dudas. Para formar parte de este estudio, Usted puede tomarse el tiempo que necesite para consultar con su familia y/o amigos si desea participar o no.

Para la realización de este test el evaluador usa un medidor de presión llamado stabilizer biofeedback, que se colocará bajo su espalda para determinar si hay cambios en la presión mientras Usted mueve sus piernas. Al realizar esta prueba se le pedirá que asista con ropa cómoda (ropa deportiva) para que pueda mover sus piernas cómodamente, no ingerir alimentos las 2 horas previas (incluyendo agua), orinar antes del test y no haber realizado ejercicios abdominales 2 días anteriores.

Se le indicará que se acueste boca arriba, con las rodillas y caderas dobladas, los pies apoyados en el piso, y las manos sobre el pecho, luego, se le pedirá que intente mirar su ombligo sin mover su cabeza, que se imagine aguantarse las ganas de orinar, aplastar el dispositivo de presión y mantener la presión de 40 mmHg durante los distintos niveles de dificultad.

Si Usted desea participar, se procederá a registrar sus datos personales, aplicar un test para medir la intensidad de su dolor y posteriormente el Test de Estabilidad Central de Sahrman que mide su resistencia abdominal que puede influir en su patología.

Si Usted presenta dolor insoportable se suspenderá la prueba y si Usted lo desea se realizará posteriormente. Le informamos que no existe ningún riesgo físico, emocional o psicológico en la aplicación éstos tests.



Para nosotros es muy importante mantener su privacidad, por lo cual, aplicaremos las medidas necesarias para que nadie externo al proceso de investigación conozca su identidad ni tenga acceso a sus datos personales:

- 1) La información que nos proporcione se identificará con un código que reemplazará su nombre y se guardará en un lugar seguro donde solo los investigadores, tutor y asesor tendrán acceso.
- 2) Su nombre no será mencionado en los reportes o publicaciones.

Usted puede decidir no participar y si decide no hacerlo, solo debe decirselo a los investigadores. Además aunque decida participar puede retirarse del estudio cuando lo desee, sin que ello afecte el tratamiento que recibe en este momento en fisioterapia. Además no recibirá ningún pago ni tendrá que pagar absolutamente nada por participar en este estudio.

Si Usted tiene alguna pregunta sobre el estudio contactar con: José Illescas, al número 0984983598, o envíe un correo electrónico a jos_illescas@hotmail.com. O a Ismael Orellana, al número 0984920587, o envíe un correo electrónico a: ismaelorellan@hotmail.com.

Una vez que he leído y comprendido toda la información brindada.

Yo:....., con C.I , acepto libre y voluntariamente formar parte de este estudio.

Firma del participante	Fecha
Firma del testigo (si aplica)	Fecha
Nombre del investigador que obtiene el consentimiento informado	
Firma del investigador	Fecha

ANEXO No. 5: FOTOS



