



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD LEÓN**

TESIS

**Protocolo de análisis biomecánico de tronco como
herramienta diagnóstica para dolor lumbar crónico
inespecífico. Estudio piloto.**

**PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LICENCIADO EN FISIOTERAPIA**

P R E S E N T A:

Carlos Fernando Aranda González



TUTOR: Mtro. Fernando Tenorio Rocha

**ASESORES: Dra. María Elena Juárez Colín
Lic. Felipe de Jesús Martínez Matehuala**

León, Guanajuato 2017.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatorias

A mi padre y madre que estuvieron apoyándome en todo momento, por darme la fuerza e inspiración para seguir adelante en mi formación, por enseñarme a dar el máximo esfuerzo y continuar con lo que tanto me apasiona.

A mi hermana por ser un ejemplo a seguir y motivación de superación personal, gracias por su gran apoyo incondicional.

A mis amigos, ellos saben que forman parte de mi familia y seguimos luchando por nuestros sueños, promesa que realizamos años atrás que sigue en pie, marchando firme y siempre hacia delante.

A mi novia que estuvo apoyándome y dándome aliento en todo momento, por su energía y amor bondadoso.

“Me gusta pensar en toda esta gente que me enseñaron tantas cosas que yo nunca había imaginado antes. Y me enseñaron bien, muy bien cuando eso era tan necesario me mostraron tantas cosas que nunca creí que fueran posibles. Todos esos amigos bien adentro de mi sangre quienes cuando no había ninguna oportunidad me dieron una”.

Charles Bukowski

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México

A la Escuela Nacional de Estudios Superiores de la UNAM, Unidad León
A mis profesores y maestros a lo largo de mi historia académica
A M en C Javier de la Fuente.

A mi tutor de tesis Mtro. Fernando Tenorio Rocha

A mis asesores LTF. Felipe de Jesús Martínez Matehuala y Dra. María Elena Juárez Colín.

A la Unidad de Investigación de Neurodesarrollo, especialmente a la Dra. Thalía Harmony Baillet,
Lic. Cristina Carrillo Prado, L.E.E M Consuelo Pedraza Aguilar y Dr. Jesús Barrera Reséndiz.

Al Dr. Raúl Gerardo Paredes Guerrero por el apoyo brindado.

Al Laboratorio Universitario de Biomecánica y a todo los que participaron y formaron parte del
equipo.

A M en C Otto Braulio García Garibay
A Dr. Jorge Bosch Bayard
A M en I Adrián Elías Jiménez

Índice

Dedicatorias	2
Agradecimientos	3
Índice de tablas	5
Índice de figuras	6
Índice de abreviaturas	7
Resumen	8
Introducción	9
Capítulo 1	11
Marco teórico	11
1.1 Anatomía de la Columna Vertebral	11
1.1.1 Posición anatómica, planos anatómico y ejes del movimiento.	12
1.1.2 Las curvaturas de la Columna Vertebral.....	14
1.2 Componentes de la Columna Vertebral	15
1.2.1 Estructura general de la vértebra	15
1.2.2 Vértebra Lumbar	16
1.3 Biomecánica	17
1.3.1 Definición de la mecánica y conceptos básicos.....	17
1.3.2 Definición de la Biomecánica	19
1.3.3 Biomecánica de la Columna Vertebral.....	21
1.3.4 Amplitudes Segmentarias de la CV	22
1.3.5 Los músculos de la Columna Vertebral	23
1.4 Lumbalgia Inespecífica.....	24
1.4.1 Definición de lumbalgia inespecífica y generalidades	24
1.4.2 Epidemiología.....	24
1.4.3 Etiología	25
1.4.4 Factores de riesgo	25
1.4.5 Antecedentes del análisis de movimiento en el DLCI.....	27
Capítulo 2	29
2.1 Planteamiento del problema.....	29
2.2 Pregunta de investigación	30
2.3 Justificación	31
2.4 Objetivo general	32
2.4.1 Objetivos específicos	32
2.5 Hipótesis	32
Capítulo 3	33
Metodología	33
3.1 Diseño del estudio.....	33
3.2 Operacionalización de variables	34
3.3 Universo del trabajo	36
3.3.1 Características de la muestra	36
3.3.2 Tipo de muestreo	37
3.4 Criterios de Selección.....	38
3.4.1 Criterios de inclusión.....	38
3.4.2 Criterios de exclusión	38
3.4.3 Criterios de eliminación	38
3.5 Instrumento de investigación.....	38
3.6 Desarrollo del proyecto.....	39

3.7 Diseño de análisis	43
3.8 Ética de estudio	45
Capítulo 4	46
4.1 Resultados	46
4.2 Discusión	58
4.3 Conclusiones	61
Bibliografía	62
Anexos	65
Anexo 1: Consentimiento Informado	66
Anexo 2: Historia Clínica de fisioterapia	69
Anexo 3: Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry	73

Índice de tablas

Tabla I. Amplitud segmentaria de la Columna Vertebral	23
Tabla II: Factores individuales que pueden intervenir en la manifestación del dolor lumbar crónico inespecífico.	26
Tabla III. Operacionalización de variables independientes	34
Tabla IV. Operacionalización de variables dependientes	35
Tabla V. Características del grupo control y DLCI	46
Tabla VI. Representación de los variables espaciales y su prueba t para muestras independientes que muestran una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos. ...	47

Índice de figuras

Figura 1. Muestra los 33 segmentos vertebrales. _____	11
Figura 2: Planos y ejes del cuerpo humano _____	12
Figura 3: Imagen que representa la curvatura fisiológica de la columna vertebral desde la edad gestacional a la edad adulta. _____	14
Figura 4: Constitución de la vértebra tipo: _____	16
Figura 5: Vista superior vértebra L2 _____	16
Figura 6: División de la mecánica. _____	17
Figura 7. Esquema de selección de muestra. DLCl: Dolor Lumbar Crónico Inespecífico _____	37
Figura 8. (A, B) Fotografía y representación de la ubicación de marcadores reflectantes en sujeto en posición sedente en la maniobra de flexión _____	40
Figura 9: Sistema de referencias de C7, T4, T8, T12 Y S1 en la maniobra de flexión vista del plano sagital y la trayectoria del movimiento (fig ura izquierda). Representación del modelo cinemático de tronco (figura derecha). _____	41
Figura 10 (a, b, c, d): Representa respectivamente el orden de la generación de vectores de los sistemas de referencia _____	42
Figura 11: Representación de las variables espacio-temporales de las maniobras _____	43
Figura 12. Maniobra de flexión-extensión _____	49
Figura 13. Maniobra de flexión con rotación derecha _____	50
Figura 14. Maniobra de flexión con rotación izquierda _____	51
Figura 15. Maniobra de rotación derecha _____	52
Figura 16. Maniobra de rotación izquierda _____	53
Figura 17. Maniobra de lateralización derecha _____	54
Figura 18. Maniobra de lateralización izquierda _____	55
Figura 19. Gráficas de regresión lineal simple del dolor en las variables espaciales del grupo con DLCl en la CL _____	57

Índice de abreviaturas

CTS Columna Torácica Superior

CTM Columna Torácica Media

CTI Columna Torácica Inferior

CV Columna Vertebral

DLCI Dolor Lumbar Crónico Inespecífico

FET Flexión-Extensión de Tronco

FRTD Flexión con Rotación del Tronco Derecha

FRTI Flexión con Rotación del Tronco Izquierda

LATD Lateralización de Tronco Derecha

LATI Lateralización de Tronco Izquierda

LLA Ligamento Longitudinal Anterior

LLP Ligamento Longitudinal Posterior

LUB Laboratorio Universitario de Biomecánica

IASP Asociación Internacional para el Estudio del Dolor

IMSS Instituto Mexicano del Seguro Social

ISSSTE Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado

ROTD Rotación de Tronco Derecha

ROTI Rotación de Tronco Izquierda

Resumen

Introducción: La biomecánica se refiere a la aplicación de la mecánica a diversos problemas biológicos, combinando el campo de la ingeniería mecánica con los campos de la biología y fisiología. El dolor lumbar crónico inespecífico es una patología multifactorial a la que no se le puede atribuir una lesión específica aún con los estudios de gabinete. Es la segunda causa más frecuente de consulta en medicina general así como de incapacidad laboral, afectando al 84% de la población en algún momento de su vida. Por estas razones es de suma importancia emplear herramientas diagnósticas confiables que nos permitan cuantificar la cinemática de tronco.

Objetivo: Desarrollar un protocolo de análisis biomecánico de tronco como herramienta diagnóstica que distinga las diferencias de los patrones cinemáticos de los pacientes controles respecto a los pacientes con dolor lumbar crónico inespecífico. **Sujetos y método:** Se valoraron 34 pacientes entre los 20 y 59 años de edad con el protocolo de análisis biomecánico de tronco. Se realizó también una historia clínica que constituida por la Escala Visual Análoga (EVA) del dolor y la Escala de incapacidad funcional de Oswestry. **Resultados:** Los resultados del análisis biomecánico muestra las diferencias en las variables espacio-temporales en la posición inicial ($p < 0.05$) y en el movimiento máximo del componente angular principal de la columna lumbar ($p < 0.05$) en las maniobras de flexión, flexión con rotación derecha e izquierda y rotación derecha así como la diferencia cinemática en los instantes de tiempo en el componente angular compensatorio de las maniobras de rotación y lateralización ($p < 0.05$).

Conclusiones: El análisis biomecánico de tronco es una herramienta eficaz, ya que proporciona información cuantitativa sobre el movimiento normal del tronco, lo que permite detectar cambios patológicos del mismo, y de esta manera, contar con información precisa para la elaboración de programas más efectivos de tratamiento acorde a la alteración identificada.

Palabras clave: Dolor lumbar crónico inespecífico, biomecánica, cinemática, variables angulares, protocolo de análisis.

Introducción

La biomecánica es una ciencia multidisciplinaria que se encarga de estudiar la aplicación de las leyes de la mecánica a la estructura y movimiento de los seres vivos, se basa en los principios y leyes de la física (1). Los principios de la dinámica se utilizan para la descripción del movimiento, establecer las relaciones entre las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y el movimiento resultante, existen diversas aplicaciones que van desde la valoración de la marcha, la ergonomía, hasta el rendimiento de un atleta de alto nivel de competitividad (2,3).

Los protocolos de análisis biomecánicos permiten evaluar parcialmente las condiciones del funcionamiento del cuerpo humano, este tipo de herramientas dinámicas nos permite generar ideas del comportamiento en uno o varios segmentos del cuerpo en distintas tareas, conductas y posturas donde se obtienen parámetros cuantitativos que pueden ser de utilidad en el área de la salud que permitirán vislumbrar nuevos enfoques, métodos y técnicas de intervención terapéutica.

El dolor lumbar crónico inespecífico o lumbalgia crónica inespecífica es el dolor o malestar en la región lumbar y el pliegue inferior de la zona glútea que puede o no irradiarse hacia una o ambas piernas, con o sin limitación funcional de las actividades de la vida diaria y que no se le puede atribuir a una patología específica (4).

La detección temprana y certera del dolor lumbar crónico a través de una valoración clínica y un estudio de análisis biomecánico de tronco facilitan el diagnóstico. Además con los avances en la investigación pueden mejorar la comprensión de sus alteraciones y repercusiones sobre las actividades en la vida diaria y laboral, ya que el 52% de la población económicamente activa en México presentaron dicha patología (5,6).

La finalidad del presente trabajo es contribuir la intervención oportuna del diagnóstico de dolor lumbar crónico inespecífico para un tratamiento terapéutico adecuado, que permita disminuir la probabilidad de alteraciones motoras, sensitivas, neuroconductuales y la discapacidad a largo plazo. Esto también contribuirá a favorecer la recuperación y reintegración del paciente en menor tiempo reduciendo el impacto en las actividades de la vida diaria y laboral, lo que conlleva a la disminución de gastos en servicios de salud y ausentismo laboral.

Es de suma importancia contar con herramientas diagnósticas confiables y de alto valor predictivo, que nos permitan cuantificar las variables clínicas tanto como para focalizar y evaluar tratamientos, disminuir la incidencia del dolor lumbar crónico inespecífico y para el desarrollo de proyectos de investigación.

El presente estudio cuantitativo de tipo observacional descriptivo pretende determinar las diferencias de la cinemática con el protocolo de análisis biomecánico de tronco como herramienta diagnóstica para dolor lumbar crónico inespecífico. El estudio se desarrolló en el Laboratorio Universitario de Biomecánica (LUB) del Instituto de Neurobiología de la UNAM en el periodo de marzo a agosto del 2016.

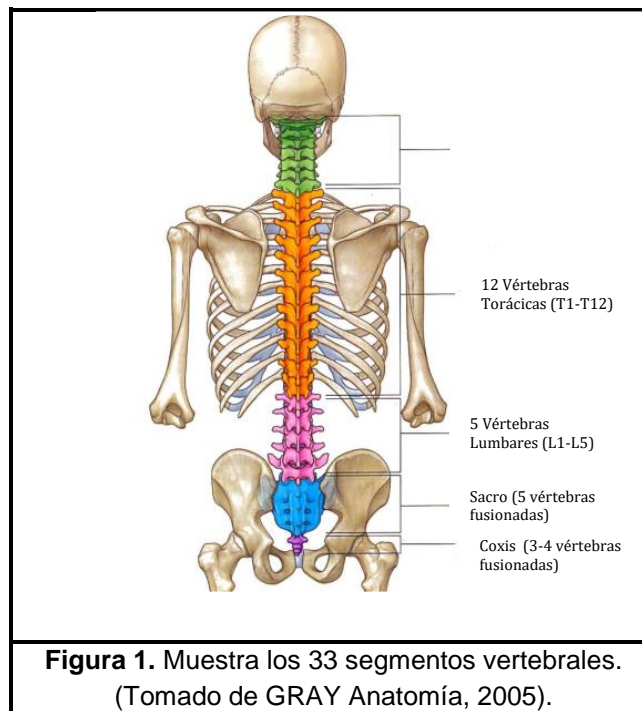
Capítulo 1

Marco teórico

1.1 Anatomía de la Columna Vertebral

La Columna Vertebral (CV) también denominada raquis, es una estructura compleja con características fundamentales para su función: soporta el peso del cuerpo por arriba de la cintura, tiene flexibilidad que permite los movimientos del tronco en los tres planos y protege las estructuras nerviosas medulares y radiculares (7,8).

La CV se conforma por 33 segmentos vertebrales, veinticuatro de éstos son móviles y contribuyen al movimiento. Está dividida en cinco regiones: siete vértebras cervicales (C1-C7) que se encuentran entre el tórax y el cráneo; doce torácicas (T1-T12) que se articulan con las costillas, cinco lumbares (L1-L5) inferiores a las torácicas, cinco sacras fusionadas en un único hueso que se encuentra articulado con el hueso coxal (S1-S5) y cuatro coccígeas fusionadas en un pequeño hueso triangular (Figura 1) (9,10).



1.1.1 Posición anatómica, planos anatómico y ejes del movimiento.

La posición anatómica es la posición de referencia del cuerpo: en posición bípeda, con la cara mirando hacia el frente, boca cerrada y expresión facial neutra, los miembros superiores pendientes al lado del tronco y con las palmas orientadas hacia delante, los miembros inferiores juntos y los pies paralelos con los dedos orientados hacia delante (11).

Los planos anatómicos son superficies imaginarias que atraviesan el cuerpo y el movimiento siempre tiene lugar en estos planos sobre un eje mediolateral, eje anteroposterior o eje longitudinal (Figura 2). Los planos se dividen en (9,11):

- Plano Coronal: se encuentra orientado de manera vertical dividiendo el cuerpo en anterior y posterior. Los movimientos en este plano se realizan sobre un eje anteroposterior y son los movimientos de abducción y aducción, flexión lateral de tronco, cabeza o los movimientos de inversión y eversión del pie.
- Plano Sagital: divide el cuerpo en derecho e izquierdo, todo lo que se encuentre cercano a la línea media se le conoce como medial y lo que se encuentra lejano a ésta lateral. Los movimientos que ocurren en este plano son sobre un eje mediolateral y los movimientos del cuerpo humano son flexión y extensión.
- Planos transversales u horizontales: dividen al cuerpo en superior e inferior. Los movimientos que ocurren en este plano son rotaciones que se producen en un eje longitudinal y estos movimientos corresponden a las rotaciones de las articulaciones de la cadera, hombro o columna vertebral.

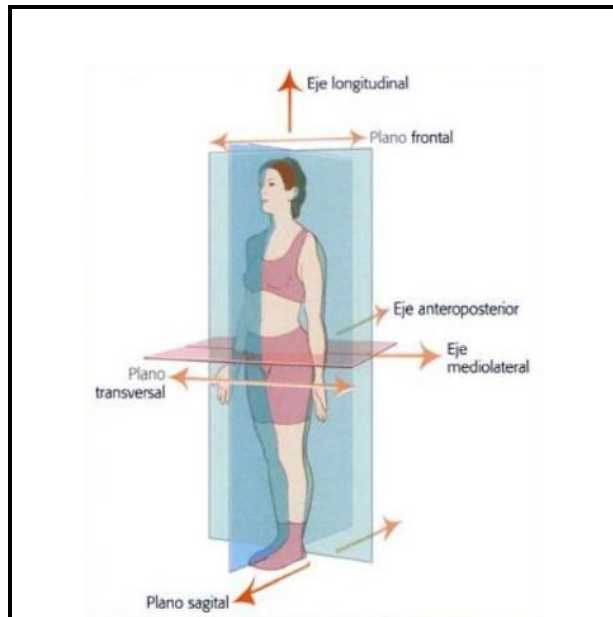


Figura 2: Planos y ejes del cuerpo humano (Tomada de Izquierdo, 2008).

Sin embargo, la mayoría de los movimientos que se producen en diferentes actividades de la vida diaria, trabajos, actividades físicas y deporte se dan en dos o más planos de movimiento sobre diferentes articulaciones y es complicado que se produzcan aislados, existiendo distintos grados

de libertad de las articulaciones; la articulación uni-axial que permite el movimiento en un solo eje, las bi-axiales que permiten el movimiento en dos ejes diferentes y las tri-axiales que se producen en tres ejes (12).

1.1.2 Las curvaturas de la Columna Vertebral

La CV presenta cuatro curvaturas (Figura 3): las curvaturas torácica y sacro-coccígea se llaman primarias por mantener la misma concavidad anterior y convexidad posterior desde la edad gestacional a la edad adulta, dicha alineación es conocida como cifosis, las curvaturas de la región cervical y lumbar de concavidad posterior y convexidad anterior llamada secundaria por el desarrollo durante la lactancia y niñez, formándose una alineación conocida como lordosis (13,14).

La lordosis cervical es evidente cuando el lactante comienza a tener control cefálico dando el soporte muscular de la cabeza y la lordosis lumbar es aparente cuando comienza a mantenerse erguido. Las curvaturas ofrecen el balance para mantener una bipedestación erguida gastando la mínima cantidad de energía muscular, aumentan la resistencia a las fuerzas de compresión axial y la flexibilidad al esqueleto gracias a sus curvaturas dinámicas que cambian de forma al realizar movimientos y posturas (7,13,14).

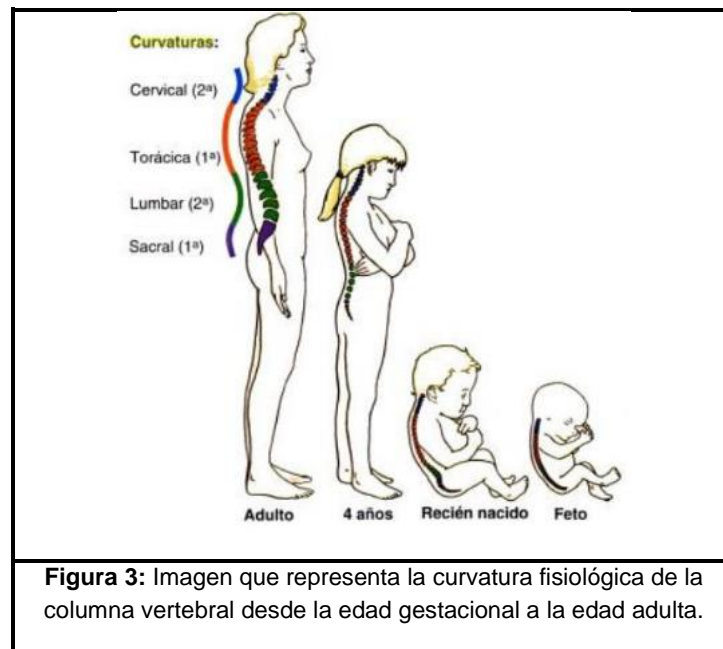


Figura 3: Imagen que representa la curvatura fisiológica de la columna vertebral desde la edad gestacional a la edad adulta.

1.2 Componentes de la Columna Vertebral

1.2.1 Estructura general de la vértebra

Las vértebras varían de tamaño de una región a otra, tienen un aspecto morfológico común y cada una tiene una forma específica que refleja su función. Una vértebra típica se compone del cuerpo vertebral, arco vertebral y 7 apófisis (Figura 4):

- **Cuerpo Vertebral:** es un arco óseo de concavidad anterior, tiene la forma de un segmento cilíndrico. Los cuerpos vertebrales van aumentando de tamaño en sentido inferior de T4 para soportar el peso que cada vez es mayor del cuerpo y se articula con los discos intervertebrales situados por encima y debajo por medio de sus placas terminales (15).
- **El arco vertebral:** se encuentra entre la cara posterior del cuerpo vertebral formando el canal vertebral que contiene y protege la médula espinal, dos vértebras adyacentes se conectan de ventral a dorsal gracias al ligamento longitudinal anterior, el disco intervertebral con su núcleo pulposo central y su anillo fibroso (16). El arco vertebral presenta pedículos y láminas, la primera son apófisis que unen el arco vertebral al cuerpo vertebral y la segunda se extiende desde cada pedículo uniéndose a la línea media formando el techo del arco vertebral (7).
 - **Una apófisis espinosa:** nace del ángulo de unión de las láminas y se orientan hacia posterior, presentan dos caras laterales izquierda y derecha, un borde superior e inferior (13).
 - **Dos apófisis transversas:** los dos apéndices transversales se extienden a cada lado donde se apoyan las costillas en la región torácica, en la región lumbar las apófisis transversas se unen a los rudimentos de la costilla formando las apófisis costiformes (17).
 - **Cuatro apófisis articulares:** dos superiores y dos inferiores. Nacen de las uniones entre los pedículos y láminas, se articulan las vértebras consecutivamente con las apófisis superior e inferior, su función principal es de dirección y la amortiguación de fuerzas que actúan sobre la columna (17).

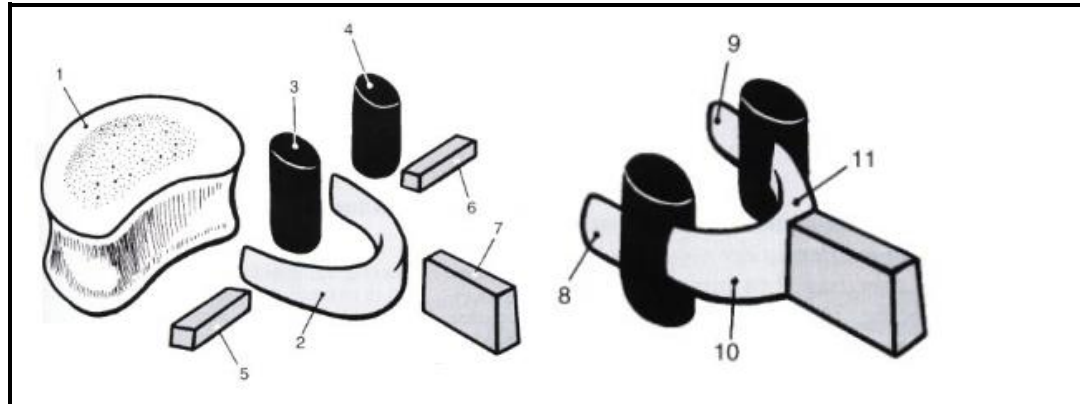


Figura 4: Constitución de la vértebra tipo:
 1) Cuerpo vertebral, 2) Arco posterior, 3) y 4) apófisis articular, 5) y 6) Apófisis transversas, 7) Apófisis espinosa, 8) y 9) Pedículos y 10) y 11) Láminas. Foto tomada de Kapandji, 2008.

1.2.2 Vértebra Lumbar

Las vértebras lumbares se dividen de L1 a L5, ubicadas en la parte inferior del dorso entre el tórax y el sacro, una característica importante es que su cuerpo es más voluminoso que las vértebras torácicas y cervicales, esto se debe a que el peso va aumentando hacia el extremo inferior de la CV. En la superficie posterior de la base de cada apófisis costiforme se encuentra una apófisis accesoria en donde se insertan los músculos intertransversos y en las apófisis articulares se insertan los músculos multifidos e intertransversos de la espalda (Figura 5) (16).

La vértebra L5 es la mayor de todas las vértebras móviles, se caracteriza por el gran tamaño de sus apófisis transversas y su cuerpo, es la encargada de soportar el peso de toda la parte superior del cuerpo, su agujero vertebral es de forma más triangular que redonda. El cuerpo de L5 es más profundo en la parte ventral formando un eje largo en la región lumbar y del sacro conocido como ángulo lumbo-sacro (13).

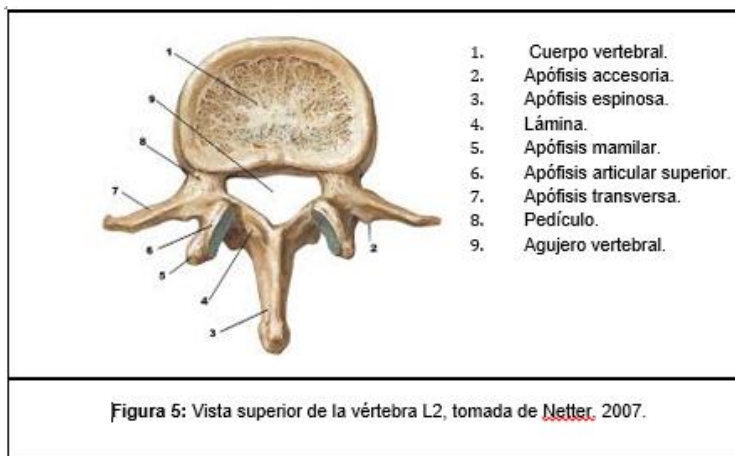
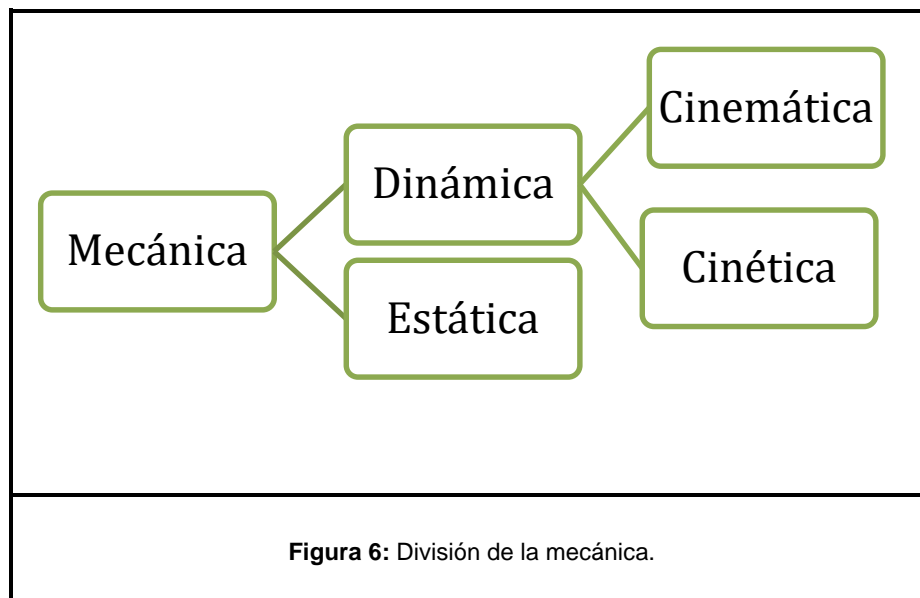


Figura 5: Vista superior de la vértebra L2, tomada de Netter, 2007.

1.3 Biomecánica

1.3.1 Definición de la mecánica y conceptos básicos

La mecánica es la rama de la física que estudia el movimiento (2), se ocupa de comprender y analizar los distintos cambios de posición de los cuerpos en función del tiempo (18). Un cuerpo puede estar en movimiento o reposo, para estudiar estos cambios la mecánica se divide en dos ramas (Figura 6):



La estática estudia las condiciones que deben producirse en un cuerpo para mantenerse en equilibrio, ya sea en reposo o en movimiento a una velocidad constante, mientras que la dinámica estudia cuales son las causas del movimiento y las fuerzas que actúan sobre el mismo cuerpo, se divide en cinética y cinemática; la cinética es la ciencia que estudia las fuerzas que producen el movimiento y la cinemática estudia el movimiento de los cuerpos sin tomar en cuenta las causas que lo producen, establece relación entre los desplazamientos, la velocidad y aceleraciones que se producen con el movimiento en una o dos dimensiones (18,19).

En la mecánica existen conceptos básicos como lo son el tiempo, la masa, la longitud. El tiempo es un concepto para ordenar el flujo de los eventos, la longitud es un concepto para describir cuantitativamente el tamaño, la masa es la propiedad de toda la materia y es la medida cuantitativa de la inercia; que es la resistencia que opone la materia a modificar su movimiento en reposo o en movimiento uniforme. El espacio es el área o lugar donde se encuentran los objetos y en el que

los eventos que ocurren tienen una posición y dirección relativas, el espacio se puede representar en una, en dos o tres dimensiones (1).

Todas estas variables mencionadas anteriormente interactúan para generar el movimiento como lo demuestran claramente las leyes de Newton que nos ayudan al análisis de movimiento. La primera ley de Newton o ley de la inercia describe que todo cuerpo no cambiará su estado de reposo o movimiento uniforme, a menos que sea obligado a cambiar por una o más fuerzas que actúen sobre él, la segunda ley de Newton establece que un cuerpo con una fuerza neta que actúa sobre el mismo se acelerará en la dirección de esa fuerza, y que la magnitud de la aceleración será directamente proporcional a la magnitud de la fuerza neta e inversamente proporcional a la masa del cuerpo. La tercera ley de Newton establece que para cada acción hay siempre una reacción igual y que las fuerzas de acción y reacción entre los organismos que interactúan son iguales en magnitud, en la dirección opuesta, y tienen la misma línea de acción (20).

1.3.2 Definición de la Biomecánica

La biomecánica se refiere a la aplicación de la mecánica clásica a diversos problemas biológicos, combina el campo de la ingeniería mecánica con los campos de la biología y fisiología, básicamente tiene que ver con el cuerpo humano. La biomecánica es una ciencia multidisciplinaria que estudia la relación entre estructuras biológicas y el medio ambiente, se basa en los principios y las leyes de la física (1,3).

Se utilizan distintos aspectos de la biomecánica y métodos de la mecánica aplicada, se aplican los principios de la estática para determinar la magnitud y la naturaleza de las fuerzas que intervienen en diferentes articulaciones y del sistema músculo esquelético. Los principios de la dinámica se utilizan para la descripción del movimiento, intenta establecer las relaciones existentes entre las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo y el movimiento resultante, tiene muchas aplicaciones desde marchas de discapacitados, aplicaciones para el rendimiento de un atleta y ergonomía (2).

El análisis matemático nos permite crear modelos biomecánicos para evaluar parcialmente las condiciones del funcionamiento, esto nos genera ideas del comportamiento de uno o varios segmentos del cuerpo dentro de un esquema de gestos, posturas y conductas lo que permite obtener datos para los aspectos funcionales (21).

Además, es importante comprender el impacto añadido de la gravedad y de las fuerzas externas, la observación y el análisis del movimiento toman en cuenta la actividad muscular, las fuerzas internas resultantes, así como las fuerzas externas sobre la calidad y cantidad de movimiento. Es importante para los análisis cinéticos y cinemáticos la antropometría que se define como la medición de rasgos físicos para el diseño del cuerpo como lo son la longitud, masa, volumen, centro de masa, radio de giro y momento de inercia de la masa (22).

Las fuerzas dinámicas que actúan sobre el cuerpo se miden con distintos instrumentos, para obtener la fuerza y momentos en condiciones dinámicas se requiere de la masa o momento de inercia del segmento que se estudiará y la aceleración lineal o angular. Los datos de la cinemática como son la velocidad, el desplazamiento y la aceleración nos sirven para medir indirectamente las fuerzas producidas por el cuerpo o para evaluar la cantidad y calidad del movimiento, esto se realiza mediante técnicas de laboratorio (22).

Existen distintos sistemas de captura que miden el movimiento global como la electrogoniometría, fotogrametría, cinematografía, acelerómetro, el campo magnético y sistemas optoelectrónicos tridimensionales (3D). El sistema de optoelectrónica es el que se utiliza con mayor preferencia y eso se debe a la gran exactitud que tiene para medir el movimiento humano (23).

Se utilizan marcadores reflectantes que son registrados por cámaras con LED infrarrojos permitiendo al sistema detectar posiciones en tiempo real a una alta, media o baja velocidad de muestreo. Se utilizan cuatro o más cámaras que cubren el espacio en donde se trabajará y se colocan los marcadores sobre el sujeto en el sitio de interés para ser rastreados (23).

1.3.3 Biomecánica de la Columna Vertebral

La CV se compone de unidades funcionales, que son dos vértebras adyacentes separadas por un disco intervertebral, constando de 24 vértebras que se articulan con las adyacentes para permitir realizar los movimientos en tres planos, la columna adquiere su estabilidad de los discos intervertebrales, los ligamentos que proporcionan estabilidad intrínseca y los músculos ofrecen el soporte externo (24,25).

La unidad funcional de la columna, el segmento móvil, se comprende dos vértebras y los tejidos interpuestos, la tríada articular (tres articulaciones); un disco que forma la articulación entre los cuerpos y las vértebras adyacentes y las dos carillas articulares también conocidas como cigapófisis, la parte inferior de la apófisis articular de la vértebra superior se une a la apófisis articular superior de la vértebra inferior (10,26).

En la porción anterior del segmento móvil se encuentran los cuerpos vertebrales que están diseñados para soportar cargas compresivas y son progresivamente más grandes y más anchos caudalmente. El disco intervertebral constituye del 20-33% de la altura total de la CV y se le distinguen 2 partes: el núcleo pulposo y el anillo fibroso (24). La capacidad del disco para funcionar depende de un núcleo pulposo bien hidratado que está compuesto por un gel proteoglucano hidrófilo, con un contenido muy alto de agua cerca del 90% al nacer y se va deshidratando progresivamente con la edad (25).

El núcleo pulposo se encuentra en el centro de todos los discos excepto en la región lumbar, en donde se encuentran ligeramente más posterior. Actúa hidrostáticamente permitiendo distribuir las cargas uniformes de presión a lo largo del disco, funcionando como almohada para almacenar energía y distribuir las cargas entre los cuerpos vertebrales. La degeneración de un disco reduce su capacidad hidrofílica por la reducción de su contenido de proteoglucanos y a medida que el disco se deshidrata, va disminuyendo su elasticidad, provoca que el disco sea más vulnerable (27).

La porción posterior del segmento móvil guía el movimiento de la CV y el tipo de movimiento se determina con la orientación de las facetas de las articulaciones intervertebrales respecto al plano transversal y frontal. La orientación se ve modificada a lo largo de la columna, las facetas de las articulaciones torácicas se encuentran con una orientación de 60° respecto al plano transversal y 20° respecto al plano frontal, permitiendo los movimientos de inclinación lateral, rotación, ligera flexión y extensión. En la región lumbar, las facetas se orientan a 90° respecto al plano transversal

y un ángulo de 45° respecto al plano frontal permitiendo la flexión, extensión, inclinación lateral y mínimo grado de rotación (27).

Los ligamentos de la columna se encargan de transportar las cargas a lo largo de la dirección en la que se encuentran sus fibras, el ligamento longitudinal anterior (LLA) se origina en la porción anterior de la región basioccipital y se dirige de forma caudal pasando por la parte anterior de los cuerpos vertebrales antes de terminar el sacro, es la más fuerte en la región cervical superior, torácica inferior y lumbar, en el movimiento de flexión el LLA se encuentra relajado y en la extensión está en la máxima tensión, el ligamento longitudinal posterior (LLP), se origina en la región basioccipital hasta llegar al cóccix (2,9,25).

Los ligamentos supraespinosos e interespinoso proporcionan resistencia de la articulación intervertebral a la flexión, el ligamento amarillo se tensa junto con el LLP para estabilizar a la CV al final del arco de movimiento de la flexión, siendo más fuerte en la columna torácica inferior (28).

El movimiento de la columna vertebral están determinados por elementos pasivos que son las apófisis articulares, discos y ligamentos, y los elementos activos que son los músculos, el movimiento de la CV se genera gracias a la acción coordinada entre la musculatura agonista que son los que inician y realizan el movimiento y la musculatura antagonista que controla el movimiento. La estabilidad de la CV se da por la co-contracción de la musculatura agonista y antagonista (2,9,24).

1.3.4 Amplitudes Segmentarias de la CV

La columna torácica y lumbar muestran que la amplitud de movimiento de flexión y extensión es de 4° aproximadamente de los segmentos móviles de la Columna Torácica Superior (CTS), 6° en los segmentos de la Columna Torácica Media (CTM) y un aproximado de 12° en los segmentos de la Columna Torácica Inferior (CTI), en el segmento móvil lumbar aumenta progresivamente alcanzando un máximo de 20° a nivel lumbosacro (27) como se indica en la *tabla 1*.

En la inclinación lateral, los segmentos de la CTS es de 6° mientras que los segmentos de la CTI aumenta ligeramente entre 8-9°, en los segmentos lumbares alcanza de 6° a excepción en el segmento lumbosacro con solo 3° aproximadamente. En las rotaciones es mayor en la CTS de 9° y va disminuyendo progresivamente en los segmentos inferiores de la columna lumbar (27).

Tabla I. Amplitud segmentaria de la Columna Vertebral

Segmento de la CV	Flexión	Extensión	Inflexiones Laterales	Rotaciones
Lumbar	60°	20°	20°	5°
Torácica	20°	60°	20°	35°
Cervical	40°	60°	35° a 45°	45° a 50°
Total	120°	140°	75° a 85°	85° a 90°

Las amplitudes son aproximaciones y varían considerablemente según la edad y el individuo (Tomada de Kapandji, 2007).

1.3.5 Los músculos de la Columna Vertebral

Se pueden dividir en musculatura del grupo posterior (paravertebrales y multifidos), musculatura lateral (psoas mayor y cuadrado lumbar) y la musculatura de la pared abdominal que está conformada por los rectos del abdomen, oblicuo externo e interno y transversos del abdomen encargados de comenzar el movimiento de flexión, pero conforme la CV se va flexionando más, la musculatura del grupo posterior comienza a activarse gradualmente para controlar el movimiento, hasta llegar a la flexión completa, al llegar a dicha posición se relaja y a esto se le llama el fenómeno de relajación en flexión (9,22,27,28).

Cuando la CV realiza una extensión desde una posición erguida, la musculatura posterior se activa inicialmente pero la actividad va disminuyendo porque comienza a ser controlada por la musculatura abdominal, la musculatura posterior se vuelve a activar si se realiza una extensión forzada. Los músculos paravertebrales, oblicuo interno y externo inclinan la CV hacia el lado de su contracción, para obtener una rotación axial es necesario contraer el oblicuo interno y el oblicuo externo contralateral, eso se debe a que sus fibras se prolongan en la misma dirección (9,22,27,28). Como describiremos en el siguiente inciso factores que influyen en la biomecánica de la CV y pueden producir alteraciones del movimiento que inducen severas patologías.

1.4 Lumbalgia Inespecífica

1.4.1 Definición de lumbalgia inespecífica y generalidades

“La lumbalgia es el dolor o malestar en la región lumbar, localizado entre el borde inferior de las últimas costillas y el pliegue inferior de la zona glútea, con o sin irradiación hacia una o ambas piernas, compromete estructuras osteomusculares y ligamentarias, con o sin limitación funcional que dificulten las actividades de la vida diaria y que puede causar ausentismo laboral” (29). La lumbalgia se clasifica según el tiempo de evolución; de la semana uno a la sexta se considera aguda, entre la semana seis y doce subaguda y después de las doce semanas se considera crónica (29).

Tiene una clasificación diagnóstica que se realiza a través de historia clínica y exploración física; existen “señales de alerta” que sugieren la posibilidad de que el dolor se deba a una enfermedad sistemática, en caso de no existir señales de alerta, las imágenes de degeneración, protrusión o hernia discal, escoliosis e inestabilidad vertebral son consideradas irrelevantes ya que se han descrito estas alteraciones en sujetos sanos y asintomáticos y son compatibles con el Dolor Lumbar Crónico Inespecífico (DLCI) (30,31).

1.4.2 Epidemiología

En México este síndrome es la segunda causa más frecuente de consulta en medicina general y la segunda causa de incapacidad laboral y tercera en intervención quirúrgica, de acuerdo a diferentes estudios epidemiológicos puede afectar con un rango del 11-84% (con un promedio del 27%) de las personas en algún momento de su vida (32). La lumbalgia aguda se presenta entre 5-25% de la población en general, en caso de la lumbalgia crónica, estudios revelan una prevalencia de 15 a 36%. El dolor crónico afecta a un cuarto de la población en general, considerado un problema de salud a nivel mundial, en Estados Unidos aproximadamente causa 10 millones de incapacidades al año, mientras que en México es la séptima causa de ausentismo laboral (6,33,34,35).

El IMSS y el ISSSTE abarcan el 93% de la población asegurada, las instituciones proporcionaron 27.8 millones de días de incapacidad laboral en el 2007, lo que se tradujo a 5.8 miles de millones de pesos mexicanos. En un estudio realizado en 2,566 trabajadores del IMSS, demostró que el 41% de los trabajadores padeció lumbalgia; de los trabajadores que se reportaron con dicho

padecimiento el 48% requirió atención médica y el 31% presentó incapacidad laboral con un promedio de 12 días en cada caso, se estima que aproximadamente el 30% de los portadores de lumbalgia requieren incapacidad (6).

1.4.3 Etiología

En el desarrollo de la lumbalgia participan diferentes eventos los cuales representan una exageración del proceso normal del envejecimiento, y pueden agravarse o acelerarse por traumatismos, deformidades y/o actividades de la vida diaria, por lo que el 80% de los casos de lumbalgia, no se le puede atribuir el problema a una lesión específica, siendo su causa multifactorial. Aproximadamente solo entre el 10-15% de los casos se puede determinar la etiología (36,37).

La degeneración del núcleo pulposo inicia a principios de la edad adulta, se caracteriza por una disminución de proteoglicanos y del contenido de agua, con pérdida de turgencia y elasticidad, así como disminución de la altura o grosor, del espacio discal. Esto es normal en un individuo mayor de 60 años, mientras que aproximadamente a la edad de los 75 años el contenido de agua es de un 65% y se considera anormal cuando eso sucede a una persona joven (38).

Al aumentar la edad, el anillo fibroso pierde parte de su elasticidad, sobre todo en la región posterior donde es relativamente delgado, sus fibras posteriores se rompen con mayor facilidad, convirtiéndose en una zona débil del anillo por donde el núcleo pulposo puede protruir o herniarse. Las lesiones musculares y de los ligamentos que fijan las articulaciones intervertebrales constituyen las fuentes más comunes de origen del dolor en la región baja de la espalda. Los principales mecanismos de lesión de las estructuras de la región lumbar, se han identificado con mayor frecuencia que se producen al levantar objetos pesados, torsión de la cadera y falta de condición física (38).

1.4.4 Factores de riesgo

Los factores ocupacionales asociados a la lumbalgia son el trabajo físico intenso, actividades repetitivas, posturas estáticas como sedestación y bipedestación, movimientos de inclinación y rotación del tronco, levantamiento de pesos y movimientos bruscos contribuyen a ocasionar trastornos del disco lumbar (39).

Los factores psicosociales incluyen la ansiedad, la depresión y el estrés mental que se han asociado al lugar de trabajo, tipo de trabajo, inestabilidad de trabajo e insatisfacción siendo éstos aspectos psicológicos y sociales importantes indicadores de lumbalgia y en donde una tardía intervención nos puede llevar a una lumbalgia crónica (40,41).

Es importante saber identificar las variables en las que se puede intervenir para minimizar los factores laborales, individuales (tabla II) y biomecánicos. Algunas variables no se pueden modificar e intervienen en la manifestación del dolor lumbar: (39,42,43).

Tabla II: Factores individuales que pueden intervenir en la manifestación del dolor lumbar crónico inespecífico.

Edad	Nos permite determinar la degeneración osteomuscular, iniciando a partir de los 30 años, la mayoría de las cirugías se efectúan en pacientes de 35-50 años.
Postura	Deformidades posturales como escoliosis, cifosis y la discrepancia entre miembros pélvicos.
Antropometría	Se ha observado que la obesidad genera sobrecarga postural, se ha relacionado que individuos de talla más alta tienden a padecer problemas de dolor lumbar.
Fuerza muscular	Un balance adecuado entre musculatura anterior y posterior podría minimizar el riesgo de padecer lumbalgia, hay estudios que muestran que una resistencia pobre y el desbalance muscular incrementa el riesgo de trabajo.
Estado Físico	Un buen estado físico disminuye el riesgo de lesión. El cansancio y la fatiga son un factor para desencadenar un problema lumbar.
Movilidad de la columna	Se ha demostrado que en pacientes con lumbalgia tienen una limitación en la amplitud del movimiento.

1.4.5 Antecedentes del análisis de movimiento en el DLCI

El diagnóstico del DLCI se basa en la historia clínica y en la exploración física, ya que en un gran número de casos no existe una correlación lineal entre la clínica referida por el paciente y las alteraciones anatómicas encontradas en técnicas de imagen como resonancia magnética, ultrasonido y radiografía, esto nos lleva a obtener un porcentaje muy bajo en el cual se puede llegar a un diagnóstico etiológico o causal, siendo así solo un 10% de los diagnósticos específicos, esto se debe a la complejidad de sus estructuras óseas, nerviosas y musculares y también a que el dolor es una experiencia personal y subjetiva (44,45).

Se ha demostrado que la mayoría de las alteraciones orgánicas como la artrosis, la escoliosis y la hernia discal de la columna vertebral son irrelevantes y no se correlacionan con el dolor (30). Las manifestaciones de lumbalgia no se correlacionan con la gravedad o la causa, ya que existen casos en los que se presentan con una gran intensidad de dolor con mínimas lesiones o viceversa (37).

Con el avance de la ciencia han sido publicados distintos estudios en donde se han desarrollado protocolos de análisis cinemático donde describen el movimiento del tronco como segmento rígido e inter-segmentado en distintas tareas y posiciones para la descripción del movimiento en tres dimensiones.

Preuss & Popvic (46) realizaron un estudio proporcionando evaluación cuantitativa del movimiento de la CV en 11 sujetos sanos realizando 3 repeticiones de flexión, lateralizaciones y rotaciones izquierda y derecha a tres distancias distintas en posición sedente utilizando 6 cámaras del sistema de análisis Vicon Oxford para el registro de la cinemática, demostraron hallazgos que sugieren que el movimiento intersegmentario es una tarea compleja, dependiente y distribuido de manera desigual entre los niveles de la columna, lo que permite la diferenciación de patrones de movimientos individuales de la CV dando un enfoque que puede ser beneficioso para la comprensión de las patologías relacionadas al movimiento.

Hidalgo & cols. (47) desarrollaron y validaron un modelo biomecánico de tronco estandarizado y fiable de la columna durante el movimiento activo del tronco en sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico, realizaron un estudio de cohorte comparativo, con 25 sujetos sanos y 25 con dolor lumbar crónico inespecífico entre 30-65 años. Realizaron siete movimientos de tronco desde una posición sedente a una velocidad no impuesta utilizando un sistema de captura optoelectrónico de 8 cámaras de BTS Bioengineering durante dos sesiones dando como

resultados de buena-excelente fiabilidad de la amplitud del movimiento y velocidad de los segmentos de la columna. La regresión logística binaria produjo sensibilidades del 92% y especificidad del 84% para el rango de movimiento y un 92% en sensibilidad y 82% en especificidad para la velocidad.

Nairn, B & Drake, J (48) realizaron un estudio de movimiento de los efectos de la columna lumbar sobre los movimientos de la columna torácica de trece hombres realizando 6 posiciones que implicaban distintas combinaciones de postura lumbar flexionada y neutra, y torácicas flexionadas y con rotación; donde la zona torácica fue dividida en tres segmentos (Superior T1-T4, Media T5-T8 e Inferior T9-T12) calculando el rango de movimiento para cada postura. Los resultados mostraron que con flexión de la zona lumbar se reduce significativamente el ángulo de rotación de CTM en $5,21^{\circ}$ comparándolo con la rotación máxima con lumbares en posición neutra y que la CTI tenía $14,83^{\circ}$ y $15,61^{\circ}$ más flexión que CTS y CTM respectivamente, concluyendo la gran importancia de considerar un enfoque multi-segmentado para el análisis de movimiento del tronco.

En otro trabajo se evaluó la relación entre los índices de la estabilidad de la cinemática y la cinética normalizados para las regiones de la CV, columna lumbar y torácica superior e inferior con los ojos abiertos y ojos cerrados, la condición fue en posición monopodal no dominante con rodilla y cadera a flexionadas a 90° durante 25s entre los sujetos recurrentes con dolor de espalda baja ($n=22$) y sujetos sanos ($n=20$), los sujetos con dolor lumbar demostraron una mayor estabilidad en la zona lumbar con ojos abiertos que con ojos cerrados mencionan que se puede deber a una posible estrategia para evitar el dolor mientras que los sujetos sanos mostraron estabilidad uniforme con ojos abiertos y cerrados en los diferentes segmentos de la CV, entre los sujetos con dolor lumbar y sujetos sanos no hubo diferencias significativas en la cinemática con los ojos cerrados (49).

Capítulo 2

2.1 Planteamiento del problema

Son múltiples los factores que inciden en los padecimientos físicos que se presentan cada vez y de forma más frecuente en nuestra sociedad. La medicina en materia de rehabilitación física ha encontrado, a través de una serie de estudios e investigaciones que la respuesta a este tipo de padecimientos son consecuencia de los excesos en los ritmos de trabajo. Dichos excesos pueden ser tanto físicos, a través de omitir medidas que pudieran ser preventivas hacia la práctica de trabajos manuales y operativos, hasta mentales como los altos niveles de estrés ejercidos por una sociedad de elevados niveles de competencia laboral (5,33).

El dolor de espalda es el tercer síntoma físico más común. El 80% de las personas experimentan este dolor, específicamente, de espalda baja y que se presentará en algún momento de su vida. En México se estima que el 50% de las personas económicamente activas padecen de episodios de lumbalgia, siendo la séptima causa de absentismo laboral. En Estados Unidos el dolor de espalda baja es la segunda causa más frecuente de consulta entre los fisioterapeutas y absentismo laboral. Lo anterior conlleva a un problema considerable de salud pública a nivel mundial, generando grandes costos en los sistemas de salud, así como pérdidas principalmente en los sectores industrial y manufacturero por la baja de productividad reflejadas en el sector (33,34).

Más del 80% de los pacientes que acuden a atención primaria padecen de lumbalgia, los intentos de identificar el área anatómica específica del dolor de espalda baja aún no han sido validados con estudios rigurosos y actualmente aún existe conflicto con la clasificación (dolor de espalda baja inespecífico, dolor de espalda asociado con radiculopatía o estenosis y dolor de espalda asociada a una causa específica de la médula).

La Guía Práctica Clínica de Diagnóstico y Tratamiento del Dolor de Espalda Baja realizado por American College of Physicians & American Pain Society (4) y la Guía Práctica Clínica del programa europeo COST B13 (50) mencionan que no hay evidencia de que la radiografía simple (Rx) en pacientes con dolor lumbar inespecífico detecte diferencias en los resultados de un tratamiento; además se debe evitar la exposición a la radiación ionizante innecesaria. Las técnicas de Tomografía Computarizada (TC) y Resonancia magnética (RM) tampoco son sensibles a la evolución del padecimiento o del tratamiento en los pacientes con dolor lumbar inespecífico, el evitar este tipo de estudios cuando es necesario reduciría costos al paciente o al sector salud.

En la actualidad, México no cuenta con un estudio de movimiento como herramienta diagnóstica de tronco, por lo que es de suma importancia desarrollar una herramienta propia, validada, y aplicada en nuestra población para establecer parámetros cuantitativos que describan la calidad del movimiento e implementar intervenciones terapéuticas dirigidas y con fundamento científico. Aunado a lo anterior, esta herramienta diagnóstica puede promover la reducción de costos para el sector salud público y privado al contar con diagnósticos precisos, al implementar tratamientos dirigidos que prevengan recaídas y/o discapacidad en los pacientes y asimismo disminuir el absentismo laboral.

2.2 Pregunta de investigación

¿El desarrollo de un protocolo de análisis biomecánico de tronco como herramienta diagnóstica distinguirá las diferencias de los patrones cinemáticos de los sujetos controles de los pacientes con dolor lumbar crónico inespecífico?

2.3 Justificación

La detección en la alteración de la cinemática de la columna vertebral y la expresión clínica del dolor lumbar a través de una valoración clínica y un estudio de análisis biomecánico de tronco facilitan y hacen más preciso el diagnóstico, además contando con los avances en la investigación puede mejorar la comprensión de sus alteraciones y repercusiones sobre las actividades de la vida diaria y laboral. Esto permitirá la recuperación del paciente en menor tiempo y por lo tanto su reintegración en las actividades de la vida diaria, recreativa y laboral, lo que conlleva a la disminución de gastos en servicios de salud.

La elaboración de este tipo de estudios dinámicos permite describir las diferencias entre la normalidad y anormalidad del movimiento, actualmente existe muy poca evidencia sobre la cinemática del tronco y sobre el impacto de la postura de la columna lumbar con la torácica, por lo anterior, es de suma importancia una herramienta diagnóstica que también nos permita el análisis multi-segmentado del tronco.

Es de vital importancia implementar herramientas dinámicas propias y confiables que nos permitan detectar las alteraciones en el movimiento de tronco para esta población y aportar información cuantitativa gracias al uso de la tecnología. En conclusión, este tipo de investigaciones incrementan la evidencia científica y dan paso a nuevos campos de acción dentro de la fisioterapia, posibilitando la apertura de nuevos espacios que permitirán vislumbrar nuevos enfoques, métodos y técnicas de intervención terapéutica.

2.4 Objetivo general

Desarrollar un protocolo de análisis biomecánico de tronco que distinga los patrones cinemáticos de los sujetos controles respecto a los pacientes con dolor lumbar crónico inespecífico.

2.4.1 Objetivos específicos

1. Determinar las diferencias cinemáticas de las variables de tronco completo, columna torácica completa y columna lumbar de las variables angulares y espacio-temporales de siete maniobras.
2. Determinar la correlación entre el dolor y las variables espaciales de la columna lumbar.

2.5 Hipótesis

Ho: El protocolo de análisis biomecánico de tronco no distinguirá los patrones cinemáticos de los sujetos controles de los sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico.

Ha: El protocolo de análisis biomecánico de tronco distinguirá los patrones cinemáticos de los sujetos controles de los sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico.

Capítulo 3

Metodología

3.1 Diseño del estudio

Estudio cuantitativo de tipo observacional descriptivo, debido a que el investigador solo puede observar en el presente y medir el fenómeno en su ambiente natural. Ambiente creado para la valoración del movimiento bajo las condiciones propuestas en el Laboratorio Universitario de Biomecánica (LUB) absteniéndose de intervenir en el fenómeno, con la finalidad de analizar y describir los datos obtenidos (51).

Los resultados del estudio fueron obtenidos directamente del Laboratorio Universitario de Biomecánica del Instituto de Neurobiología campus Juriquilla, durante el periodo comprendido de marzo a agosto del año 2016, por consiguiente, la recolección de datos es de tipo transversal. El alcance de este estudio es de tipo correlacional pues tiene como finalidad encontrar una asociación o relación existente entre el dolor lumbar crónico y las variables dependientes utilizadas en este estudio.

3.2 Operacionalización de variables

Se identificaron diferentes variables independientes y dependientes que se describen en las tablas III y IV respectivamente.

Tabla III. Operacionalización de variables independientes

Nombre	Definición conceptual	Definición operacional	Escala de medición	Fuente de información
Estatus	Estado clínico del paciente.	Pacientes con dolor lumbar crónico inespecífico. Pacientes sin dolor lumbar crónico inespecífico.	Nominal Dicotómica: Protocolo= 0 Control= 1	Historia clínica
Escala Visual Análoga del dolor	Permite medir la intensidad del dolor que describe el paciente.	Medición de la intensidad del dolor en una línea horizontal del 0 al 10, en el lado izquierdo se ubica ausencia o menor intensidad y derecho mayor intensidad.	Ordinal Del 0 (sin dolor) al 10 (peor dolor imaginable).	Historia clínica

Tabla IV. Operacionalización de variables dependientes

Nombre	Definición conceptual	Definición operacional	Escala de medición	Fuente de información
Flexión Extensión de tronco (FET)	La flexión de tronco es un movimiento sobre un eje mediolateral en el plano sagital.	Consta de la medición de arcos de movimiento y velocidad angular.	Continua TC, CTC y CL Con sus componentes X, Y y Z,	BTS Bioengineering
Rotación de tronco izquierda (ROTI)	La rotación de tronco izquierda es un movimiento sobre el eje longitudinal en el plano transversal.	Consta de la medición de arcos de movimiento y velocidad angular.	Continua TC, CTC y CL Con sus componentes X, Y y Z,	BTS Bioengineering
Rotación de tronco derecha (ROTD)	La rotación de tronco derecha es un movimiento sobre el eje longitudinal en el plano transversal.	Consta de la medición de arcos de movimiento y velocidad angular.	Continua TC, CTC y CL Con sus componentes X, Y y Z	BTS Bioengineering
Lateralización de tronco izquierda (LATI)	La lateralización de tronco izquierda es un movimiento sobre un eje anteroposterior en el plano coronal.	Consta de la medición de arcos de movimiento y velocidad angular.	Continua TC, CTC y CL Con sus componentes X, Y y Z,	BTS Bioengineering
Lateralización de tronco derecha (ROTD)	La lateralización de tronco derecha es un movimiento sobre un eje anteroposterior en el plano coronal.	Consta de la medición de arcos de movimiento y velocidad angular.	Continua TC, CTC y CL Con sus componentes X, Y y Z.	BTS Bioengineering
Flexión con rotación derecha (FRTD)	La flexión con rotación de tronco derecha es una combinación de movimiento.	Consta de la medición de arcos de movimiento y velocidad angular.	Continua TC, CTC y CL Con sus componentes X, Y y Z,	BTS Bioengineering
Flexión con rotación izquierda (FRTI)	La flexión con rotación de tronco izquierda es una combinación de movimiento.	Consta de la medición de arcos de movimiento y velocidad angular.	Continua TC, CTC y CL Con sus componentes X, Y y Z,	BTS Bioengineering

3.3 Universo del trabajo

El universo del estudio está constituido por historias clínicas de pacientes inscritos, el protocolo de análisis biomecánico de tronco; el grupo protocolo presenta dolor lumbar crónico inespecífico y el grupo control no presenta dolor lumbar crónico inespecífico, firma de consentimiento informado (ANEXO1) al Laboratorio Universitario de Biomecánica desde marzo a agosto del 2016 de todos los sujetos antes de realizar el estudio.

3.3.1 Características de la muestra

La muestra estuvo constituida por historias clínicas de pacientes con y sin el diagnóstico de dolor lumbar crónico inespecífico, y que cumplieron con los criterios de selección descritos a continuación:

- a) Características de la población
- b) Criterios de inclusión
- c) Delimitación y tamaño de la población

Durante el periodo de marzo a agosto del 2016 se registró un ingreso de 40 sujetos al Laboratorio Universitario de Biomecánica del INB-UNAM de los cuales 20 sujetos eran de grupo control y 20 sujetos del grupo DLCI. Diecinueve sujetos del grupo control y quince del grupo DLCI que cumplieron sus respectivos criterios (Figura 7). Por lo tanto, la muestra total del estudio fue de 34 sujetos (N=34) los cuales eran diestros de brazo dominante.

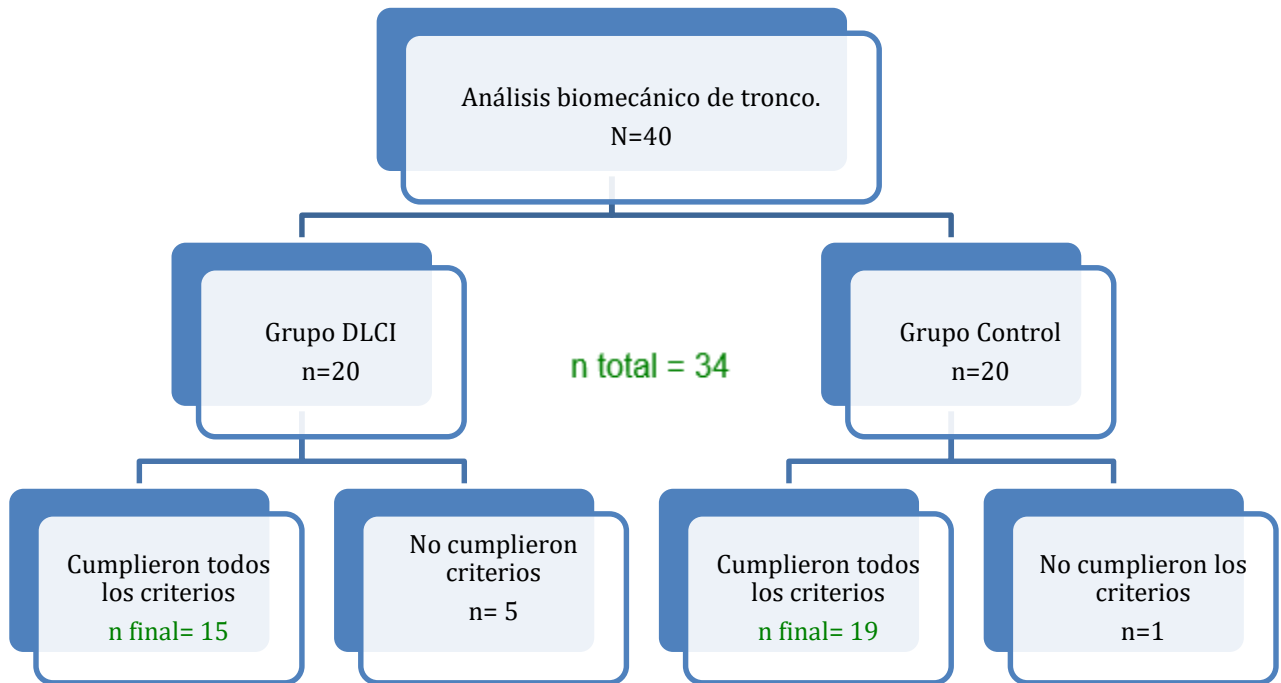


Figura 7. Esquema de selección de muestra. DLCI: Dolor Lumbar Crónico Inespecífico
El color verde representa la n final de cada grupo que cumplieron los criterios y la n total de la muestra.

3.3.2 Tipo de muestreo

Muestreo no probabilístico, la selección fue por conveniencia mediante una muestra dirigida con el fin de cumplir el propósito del estudio. Los criterios de selección de la muestra se enumeran a continuación.

3.4 Criterios de Selección

3.4.1 Criterios de inclusión

- Historias clínicas de pacientes pertenecientes al grupo protocolo con diagnóstico de dolor lumbar crónico inespecífico entre los 20 y los 59 años de edad.
- Historias clínicas de pacientes pertenecientes al grupo control sin diagnóstico de dolor lumbar crónico inespecífico, ni dolor de hombros y cadera en los últimos 6 meses entre los 20 y 59 años de edad.
- Consentimiento informado firmado de las dos sesiones establecidas.

3.4.2 Criterios de exclusión

- Historias clínicas de pacientes pertenecientes al grupo protocolo con diagnóstico de dolor lumbar crónico inespecífico menores de 20 años y mayor a 59 años de edad.
- Historias clínicas de pacientes pertenecientes al grupo control de sujetos sanos sin diagnóstico de dolor lumbar crónico inespecífico menores de 20 años y mayor a 59 años de edad.
- Historias clínicas de pacientes con un diagnóstico distinto al del grupo control y protocolo.

3.4.3 Criterios de eliminación

- Historias clínicas de pacientes con datos inconclusos o erróneos que impidan el análisis de los datos.
- Datos inconclusos o erróneos en la adquisición del protocolo de biomecánica de tronco.
- Consentimiento informado incompleto de las dos sesiones establecidas.

3.5 Instrumento de investigación

- Historia Clínica y exploración física (ANEXO2)
- Escala Visual Análoga de dolor (ANEXO2)
- Protocolo de análisis biomecánico de tronco

3.6 Desarrollo del proyecto

- Procedimiento de la Historia Clínica y exploración física

Se obtuvieron los datos a partir de una historia clínica (ANEXO2) para conocer datos fundamentales para el diagnóstico de la enfermedad actual: incluía la ficha de identificación del paciente, antecedentes familiares y personales patológicos, antecedentes personales no patológicos, motivo de consulta y enfermedad actual, seguido de una exploración física para detectar la presencia de signos que identifiquen la enfermedad.

- Método de colocación de marcadores reflectantes.

Se utilizaron las siguientes ubicaciones de 15 marcadores reflectantes estandarizados de 2 mm (fig. 8A): cinco marcadores se colocaron sobre las apófisis espinosas de S1, T12, T8, T4 y C7; dos marcadores sobre las espinas ilíacas posterosuperiores (EIPS) izquierda y derecha, dos marcadores laterales (izquierda y derecha) de la apófisis espinosa de L2, dos marcadores laterales de la apófisis espinosa de T10, dos marcadores laterales de la apófisis espinosa de T6, dos marcadores laterales de la apófisis espinosa de T2. La colocación de los marcadores comenzaba a partir C7 por ser la apófisis espinosa más prominente hasta las EIPS, un mismo fisioterapeuta colocó los marcadores para disminuir el error a la palpación en la primera y segunda sesión de todos los sujetos.

- Método de la colocación del paciente para las maniobras

Los movimientos de tronco fueron realizados desde una posición sedente con apoyo isquiático para reducir la influencia del movimiento de la cadera y contractura de isquiotibiales; la posición se ajustaba para cada sujeto para crear un ángulo de 120° entre el muslo y tronco con el fin de mantener la curvatura fisiológica normal en la Posición Inicial (PI), de dicha posición los sujetos realizaban las maniobras (47).

- Método de las maniobras e instrucciones a realizar

Cada sujeto realizó diez repeticiones de cada una de las maniobras en dos sesiones con un mínimo 48 horas de diferencia entre ellas. Se solicitó llevar a cabo el movimiento respetando las 4 reglas en las maniobras: I) Iniciar y terminar cada movimiento desde la posición inicial, II) velocidad espontánea (no impuesta) y en el mayor rango de movimiento posible, III) mantener el contacto entre la tuberosidad isquiática y el asiento, IV) realizar 10 repeticiones del movimiento especificado para cada maniobra. Se les indicó las instrucciones para cada maniobra (47):

- Flexión de tronco (FET): Colocar las manos en los oídos y codos hacia adelante para flexionar el tronco lo más lejos posible en el plano sagital.
- Rotación de tronco izquierda (ROTI) y derecha (ROTD): Brazos cruzados sobre el pecho que acompañan el movimiento con la cabeza respetando el plano transversal.
- Lateralización izquierda de tronco (LATI) y derecha (LATD): Brazos cruzados sobre el pecho y realizar la inclinación de tronco en el plano frontal.
- Flexión con rotación de tronco izquierda (FRTI) y derecha (FRTD): Manos en los oídos y codos hacia adelante, realizar el movimiento combinado de llevar el codo hacia la parte externa de la rodilla contralateral.

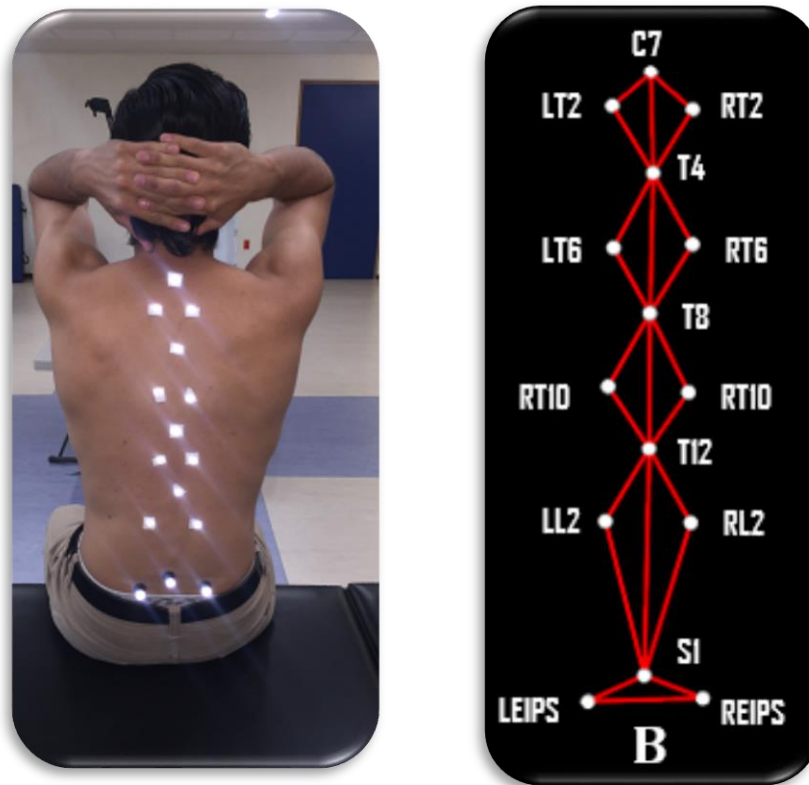


Figura 8. (A, B) Fotografía y representación de la ubicación de marcadores reflectantes en sujeto en posición sedente en la maniobra de flexión

- Procedimiento del registro de la cinemática de tronco

El registro de la cinemática se adquirió con el equipo de *Motion Analysis System, modelo BTS SDX 1000®* que consta de 12 cámaras opto eléctricas del Laboratorio Universitario de Biomecánica del instituto de Neurobiología de la UNAM, campus Juriquilla. Los software utilizados: *BTS Smart Capture* registraron las posiciones tridimensionales de cada marcador reflectante de las maniobras

a una frecuencia de muestreo de 125 Hz seguido de *Smart Tracker* para el rastreo tridimensional de cada marcador y reconstrucción del movimiento, y *Smart Analyzer* para el análisis de la cinemática calculando la velocidad angular y el arco de movimiento de los distintos segmentos del tronco, la media y desviación estándar se calcularon para cada variable.

- Modelo de la cinemática del tronco

El modelo del protocolo biomecánico de tronco consta de 5 sistemas de referencias que se encuentran ubicados en las apófisis espinosas de C7, T4, T8, T12 Y S1 (fig. 9): entre los sistemas de referencia de C7 y T4 se llamó columna torácica superior (CTS), entre T4 y T8 columna torácica media (CTM), entre T8 y T12 columna torácica inferior (CTI) y entre T12 y S1 columna lumbar (CL), entre C7 y T12 columna torácica completa (CTC) y entre C7 Y S1 tronco completo (TC).

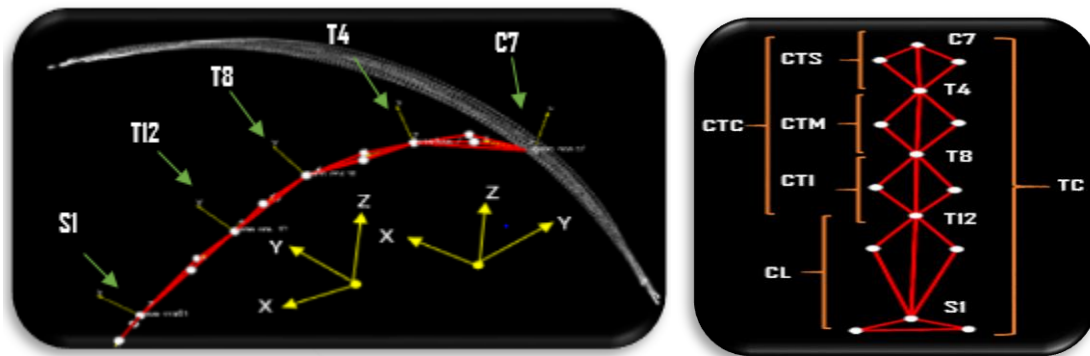


Figura 9: Sistema de referencias de C7, T4, T8, T12 Y S1 en la maniobra de flexión vista del plano sagital y la trayectoria del movimiento (figura izquierda). Representación del modelo cinemático de tronco (figura derecha). CTS: Columna Torácica Superior; CTM: Columna Torácica Media; CTI: Columna Torácica Inferior; CL: Columna Lumbar; CTC: Columna Torácica Completa y TC: Tronco Completo.

- Análisis y procesamiento de la cinemática de tronco

Seguido de la reconstrucción de la señal por marcador en tres dimensiones, en *Smart Analyzer* se utilizó un filtro pasa bajas Butterworth de 5 Hz para dejar pasar frecuencias bajas y rechazar las frecuencias altas.

En el protocolo de tronco se generaron 5 sistemas de coordenadas referidas en las apófisis espinosas del tronco (Fig. 10), con la finalidad de obtener variables angulares y espacio-temporales mediante ángulos de Euler de los distintos sistemas de referencias del tronco, así como sus velocidades angulares, para poderlos comparar entre ellos en las distintas maniobras realizadas. La generación de los sistemas de referencia se utilizó a partir de tres puntos:

- Cálculo de vector unitario de los puntos inferiores derecho a punto izquierdo generando el vector Z que representa el movimiento de flexo-extensión (Fig. 10a).
- Cálculo de vector unitario de punto central (Fig. 10b) (apófisis espinosa) a punto inferior derecho generando el vector pivote (VP).
- El producto cruz se generó entre estos dos vectores resultando un vector ortogonal al plano formando entre ellos: vector Y representado el movimiento de lateralización (Fig. 10c).
- Entre el vector Y y Z forman un plano, el producto cruz de ambos forma un vector ortogonal a ellos formando el vector X representando el movimiento de rotación (Fig. 10d).

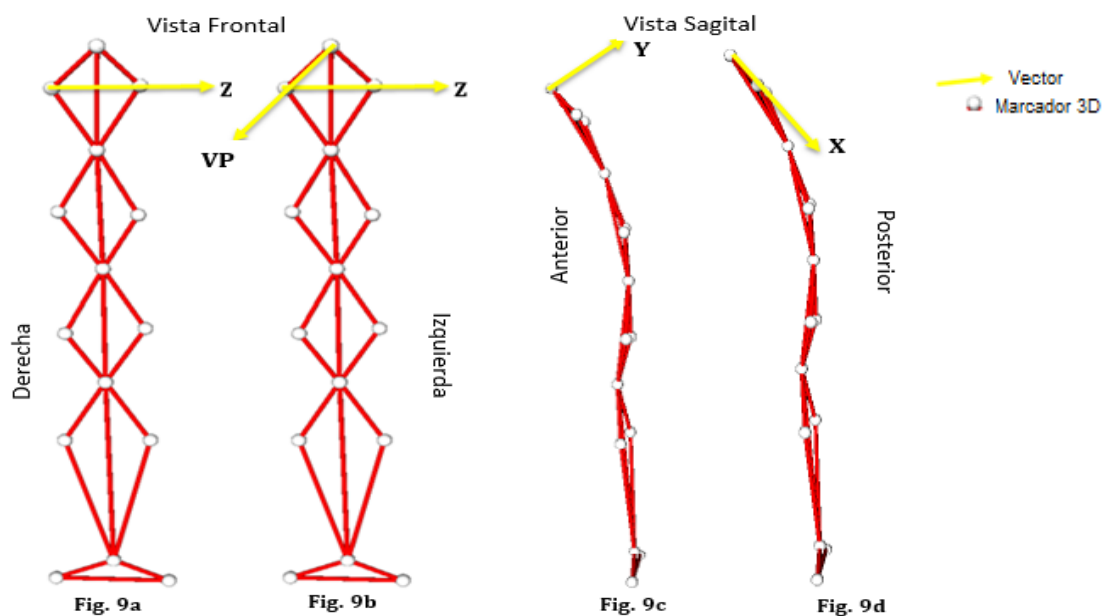


Figura 10 (a, b, c, d): Representa respectivamente el orden de la generación de vectores de los sistemas de referencia: Las flechas amarillas representan los vectores generados. El vector Z representa el movimiento de flexión-extensión, el vector Y lateralizaciones y vector X rotaciones. VP: Vector Pivote se utilizó para generar un vector perpendicular.

3.7 Diseño de análisis

3.7.1 Análisis de los datos

Se declararon eventos con la finalidad de obtener las variables cinemáticas siendo los mismos para las siete maniobras, el protocolo de análisis permite automatizar el proceso matemático, siendo necesario realizar la declaración de los eventos, que permitan inferencia clínica. (Figura 11):

- El evento está comprendido de posición inicial a posición inicial (PI) que representa el inicio y fin de ciclo, obteniendo el tiempo del ciclo y el rango angular de la maniobra.
- El Movimiento Máximo (MM) representa el evento intermedio dado por el movimiento máximo angular de la maniobra.
- Fase Inicial se declaró la posición inicial al movimiento máximo de la maniobra donde se obtienen tiempo, ángulos y velocidades angulares de la fase inicial en todos los segmentos de tronco.
- Fase Final se declaró del movimiento máximo (evento intermedio) a la posición Inicial de la maniobra donde se obtienen tiempo, ángulos y velocidades de la Fase Final en todos los segmentos de tronco.

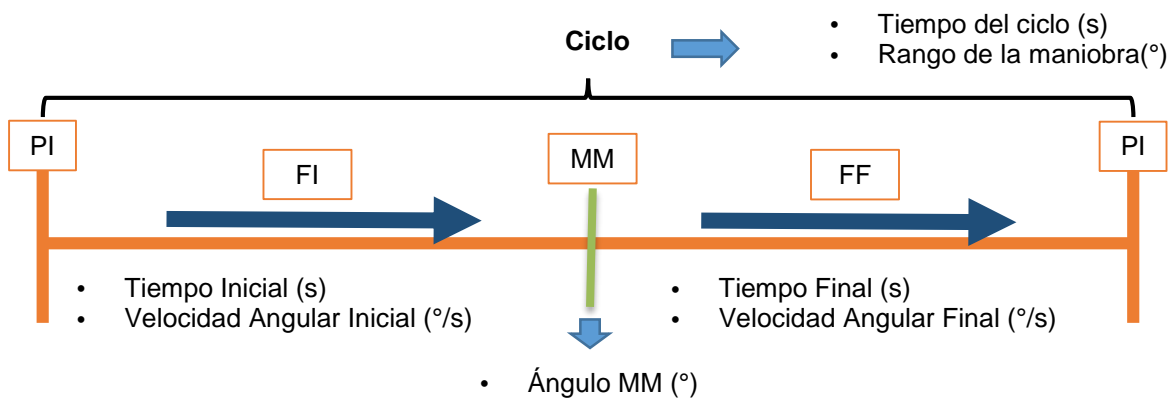


Figura 11: Representación de las variables espacio-temporales de las maniobras
PI: Posición Inicial; **MM:** Movimiento Máximo, **FI:** Fase Inicial; **FF:** Fase Final.

3.7.2 Análisis estadísticos

Los resultados de las historias clínicas fueron capturados con el programa Microsoft Excel 2013 para posteriormente analizarlos con el programa estadístico Matlab R2011b. Se realizó un análisis descriptivo del grupo control y grupo con DLCI y posteriormente se realizaron pruebas de frecuencia estadística para determinar las medidas de tendencia central y de variabilidad.

Debido a las características de la distribución y el número de la muestra se utilizó Saphiro Wilks resultando una población normalmente distribuida. En el estudio para el análisis de la biomecánica de tronco se realizaron pruebas estadísticas de tipo paramétrico, optando por el uso de la prueba de Levene que se encarga de evaluar la igualdad de varianzas, la t de student y corrección de Bonferroni para comparar la cinemática de las muestras. Para el grupo con DLCI se realizó una regresión lineal simple con la escala visual análoga del dolor y las variables espaciales de la columna lumbar.

3.8 Ética de estudio

El presente estudio se apega a los estándares éticos y científicos desarrollados para llevar a cabo investigación en seres humanos establecidos en la **Ley General de Salud** en materia de investigación. El estudio respetara los cuatro principios éticos en ciencias de la salud; Beneficencia, Autonomía, No Maleficencia y Justicia

De acuerdo a la **Ley General de Salud** el artículo 17 menciona que se considera como riesgo en la investigación a la probabilidad de que el sujeto de investigación sufra algún daño como consecuencia inmediata y tardía al estudio. Por consiguiente, el presente estudio se clasifica como investigación con riesgo mínimo para los participantes por la realización de procedimientos con exámenes físicos.

Según la **Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial** en materia de investigación en seres humanos se debe promover y velar por la salud, la dignidad, la integridad, el derecho de la autodeterminación, la intimidad, la confidencialidad de la información. Los sujetos del estudio fueron informados a través del consentimiento informado (ANEXO 4) para participar en el proyecto de investigación.

Capítulo 4

4.1 Resultados

Se obtuvo una muestra final de 34 sujetos (n=34) de los cuales 15 pacientes conformaron el grupo DLCI y 19 sujetos el grupo control. Se realizó la prueba normalidad de Shapiro Wilk ($p < 0.05$), los datos arrojan que provienen de una distribución normal. Los datos arrojan que las variables género, edad, cintura e IMC muestran una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) entre los grupos. En contraste las variables de peso y talla no muestran una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos.

En la tabla V se muestran las características de los grupos, donde el grupo con DLCI presentaba mayor edad que el grupo control. En el IMC el grupo control el 40% de los sujetos padecían sobrepeso y el 60% composición normal mientras que en el grupo de DLCI el 40% de los sujetos padecían obesidad, el 33.3% con sobrepeso y el 26.7% con composición normal. En la circunferencia abdominal (cintura) el 80% de los sujetos del grupo de DLCI pasaban el límite de lo considerado normal según el manual de procedimientos de la secretaría de salud (52) y en el grupo control solo el 26% superaron el límite.

Tabla V. Características del grupo control y DLCI

	Grupo Control	Grupo DLCI	Prueba t para la igualdad de medias		
	(n=19)	(n=15)	t	Gl	Sig. (bilateral)
	Media (DE)	Media (DE)			
* M/F, n	14/5	5/10	2.107	32	.043
* Edad (años)	29.7 (± 10.99)	39.47 (± 10.55)	-2.622	32	.013
Masa (kg)	65 (± 14.28)	74.527 (± 13.03)	-1.153	32	.258
Talla (cm)	166 (± 11.68)	163.60 (± 10.61)	.795	32	.432
* Cintura (cm)	84.28 (± 9.57)	91.933 (± 7.67)	-2.52	32	.017
* IMC (kg/m ²)	24.65 (± 3.29)	27.908 (± 3.68)	-2.713	32	.011

* Diferencia significativa ($p < 0.05$) prueba t de student de edad, cintura e IMC. DE: Desviación Estándar;

M: Masculino; F: Femenino; IMC: Índice de Masa Corporal

En la tabla VI se observan las diferencias significativas ($p < 0.05$) en las variables espaciales de las distintas maniobras y segmentos; en TC existe diferencia significativa en su componente principal en el movimiento máximo de las maniobras de FET, FRTD, FRTI y ROTD donde el grupo control tenía mayor grados de movimiento. En el segmento de CL en la maniobra de FRTD el grupo control

tenía mayor movimiento máximo que el grupo con DLCI en el eje de rotación y flexión, mientras que el grupo con DLCI tenía mayor movimiento máximo con la CTC en el eje de rotación. En la maniobra de ROTD y ROTI el grupo control tenía mayor movimiento máximo y rango con la CL. En la maniobra de FET se tomó el primer instante de tiempo para obtener la posición inicial para comparar sus ángulos de la lordosis lumbar donde el grupo con DLCI comenzaba con mayor rango.

Tabla VI. Representación de los variables espaciales y su prueba t para muestras independientes que muestran una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos.

Estatus	Control n=19 DLCI n= 15	Media (°)	Desviación estándar (°)	Media de error estándar (°)	Prueba de Levene de calidad de varianzas (Sig)	Prueba t. Sig. (bilateral)
----------------	--	------------------	------------------------------------	--	---	---

Flexión

CL PI (Z)	CONTROL	-13.19	±17.21	3.95	.614	.016
	DLCI	-29.06	±19.15	4.94		
TC MM (Z)	CONTROL	81.11	±13.48	3.09	.881	.001
	DLCI	62.92	±14.44	3.73		
CL MM (Z)	CONTROL	11.23	±13.00	2.98	.909	.002
	DLCI	-3.89	±13.05	3.37		

Flexión rotación derecha

TC MM (Z)	CONTROL	73.38	±11.47	2.63	.954	.013
	DLCI	59.20	±12.15	3.14		
CL MM (Z)	CONTROL	8.01	±13.48	3.09	.886	.010
	DLCI	-5.07	±14.26	3.68		
CL MM (X)	CONTROL	4.27	±3.56	0.96	.987	.034
	DLCI	1.6	±3.57	1.07		
CTC MM (X)	CONTROL	8.77	±4.55	1.04	.103	.024
	DLCI	14.26	±8.76	2.26		

Flexión rotación izquierda

TC MM (Z)	CONTROL	69.90	±11.45	2.62	.199	.011
	DLCI	53.70	±23.06	5.95		
CL MM (Z)	CONTROL	23.60	±10.37	2.37	.054	.000
	DLCI	-4.70	±14.16	3.65		

Rotación Derecha

TC MM (X)	CONTROL	45.02	±7.63	1.75	.293	.005
	DLCI	38.03	±5.78	1.49		
CL MM (X)	CONTROL	7.90	±3.56	0.81	.718	.009
	DLCI	4.23	±4.07	1.05		
TC Rango (X)	CONTROL	56.48	±9.05	2.07	.547	.003
	DLCI	46.99	±7.95	2.05		
CL Rango (X)	CONTROL	10.16	±3.28	0.75	.644	.016
	DLCI	7.09	±3.80	0.98		

Rotación Izquierda

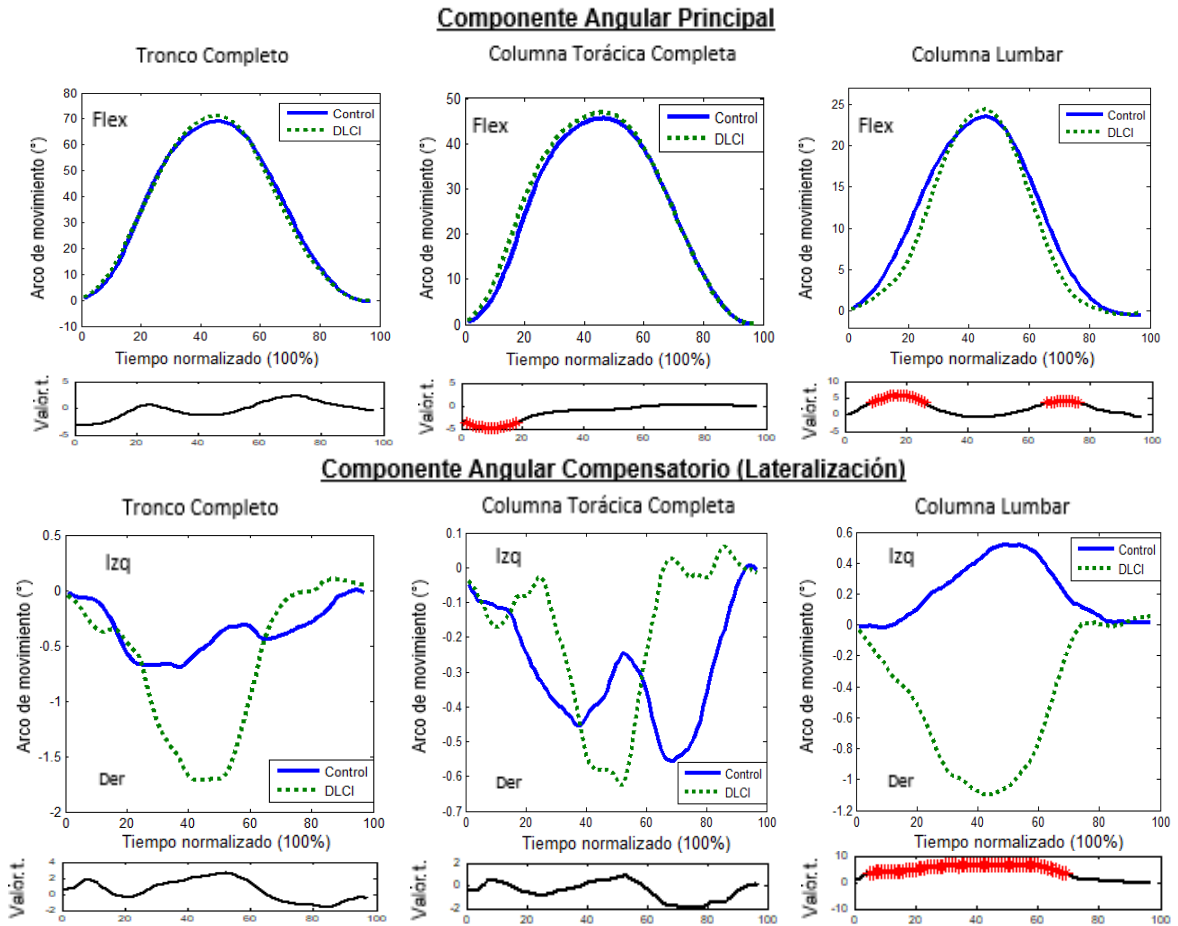
TC Rango (X)	CONTROL	56.45	±10.29	2.36	.678	.005
	DLCI	46.45	±8.45	2.18		

TC: Tronco Completo, CTC: Columna Torácica Completa, CL: Columna Lumbar. MM: Movimiento Máximo en sus respectivos ejes de las maniobras. X= eje de rotación; Z= eje de flexión-extensión.

Para la comparación de la cinemática de las siete maniobras en los tres segmentos entre los grupos se realizó la prueba t de student con corrección de bonferroni del 0 al 100% del ciclo de cada una de las maniobras. Cada maniobra presenta un componente angular principal (CAP) y un componente angular compensatorio (CAC). Nos referimos como componente angular principal sobre el eje en que se efectúa la maniobra y componente angular compensatorio los ejes restantes de la maniobra.

En la *figura 12* se muestra las diferencias significativas en la cinemática de la maniobra de flexión de tronco en su CAP en los distintos segmentos donde el grupo con DLCI realizaba a mayor velocidad la maniobra con el segmento de la CTC, mientras que el grupo control lo hacía a mayor velocidad con la CL hasta el movimiento máximo, y desde la flexión máxima a la posición inicial lo hacía más rapido el grupo con DLCI. En el CAC no hubo diferencia significativa en el eje de rotación pero si en el de lateralización con la CL donde el grupo control lateralizaba a la derecha y el grupo con DLCI lo realizaba hacia el lado contrario existiendo diferencia aproximadamente del 60% de los instantes de tiempo.

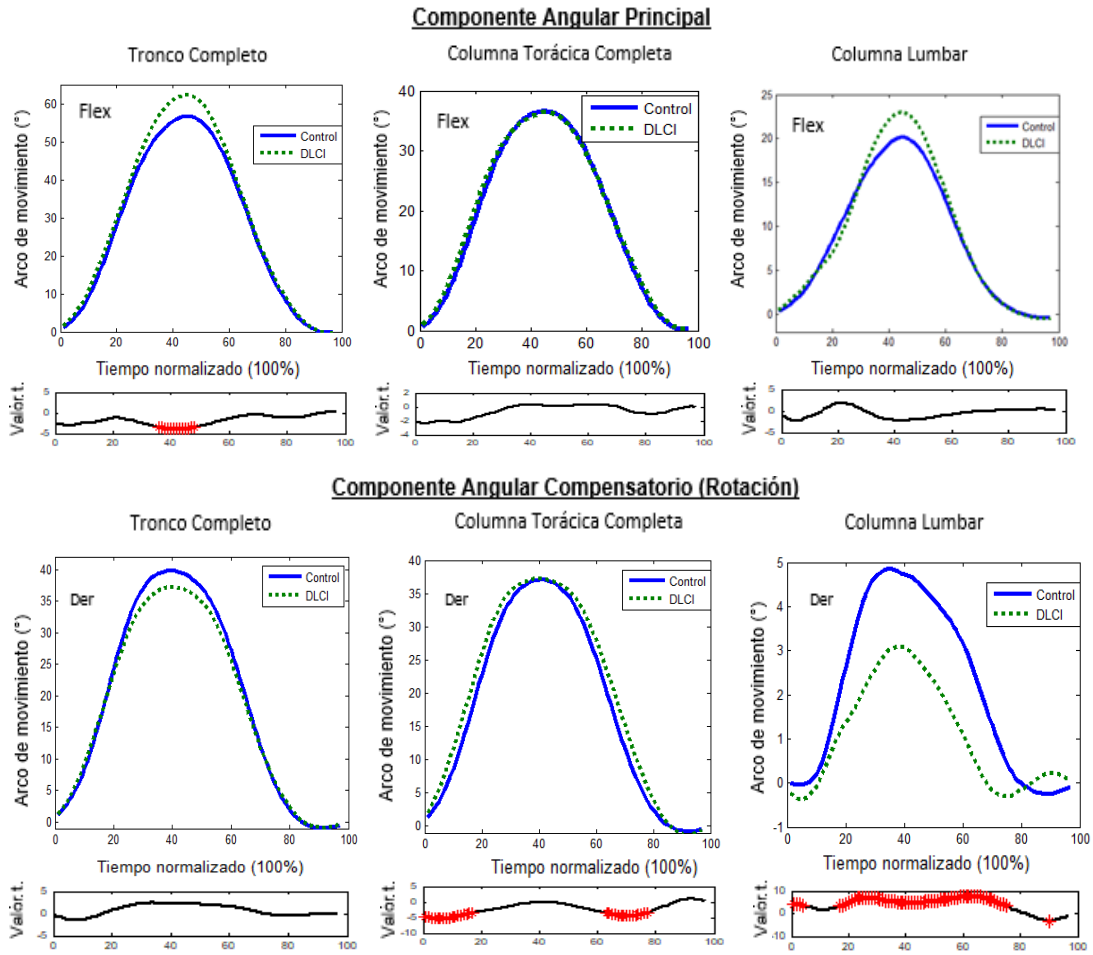
Figura 12. Maniobra de flexión-extensión



Las gráficas superiores muestran las curvas del rango del movimiento (°) en función del tiempo normalizado (100%) durante la maniobra de flexión de tronco en los segmentos TC, CTC y CL respectivamente tanto de su componente angular principal (flexión) y compensatorio (lateralización). Líneas verdes: curva media del grupo con DLCI; azul: curva media de grupo control. Las gráficas inferiores muestran con asterisco rojo la diferencia significativa con la corrección de Bonferroni.

En la *figura 13* se muestra la cinemática de la maniobra de FRTD en el componente angular principal y compensatorio. En el CAP se observa la diferencia significativa donde el grupo con DLCI obtuvo ligeramente mayor rango de movimiento en el TC y en CTC y CL no hubo diferencia significativa. En el CAC en el eje de rotación el grupo con DLCI realizaba a mayor velocidad con el segmento de la CTC en la fase inicial mientras que en la fase final disminuía su velocidad a comparación del grupo control. En la CL el grupo control tenía mayor arco de movimiento en el eje de rotación.

Figura 13. Maniobra de flexión con rotación derecha



Las gráficas superiores muestran las curvas del rango del movimiento (°) en función del tiempo normalizado (100%) durante la maniobra de flexión con rotación derecha de tronco en los segmentos TC, CTC y CL respectivamente tanto de su componente angular principal (flexión) y compensatorio (rotación). Líneas verdes: curva media del grupo con DLCI; azul: curva media de grupo control. Las gráficas inferiores muestran con asterisco rojo la diferencia significativa con la corrección de Bonferroni.

En la figura 14 se muestra la diferencia significativa de la cinemática de la maniobra de FRTI en el componente angular principal y compensatorio. En el CAP se observa que el grupo con DLCI tenían mayor rango de movimiento en los segmentos de TC, CTC y CL. En el CAC en el eje de rotación en TC y CL no existió diferencia significativa en el movimiento, solamente el CTC donde el grupo con DLCI realizaba más rápido el movimiento al comienzo de la fase inicial que el grupo control. En la CL se observa que el grupo control tenía mayor grado de rotación izquierda pero no alcanzó a ser significativo.

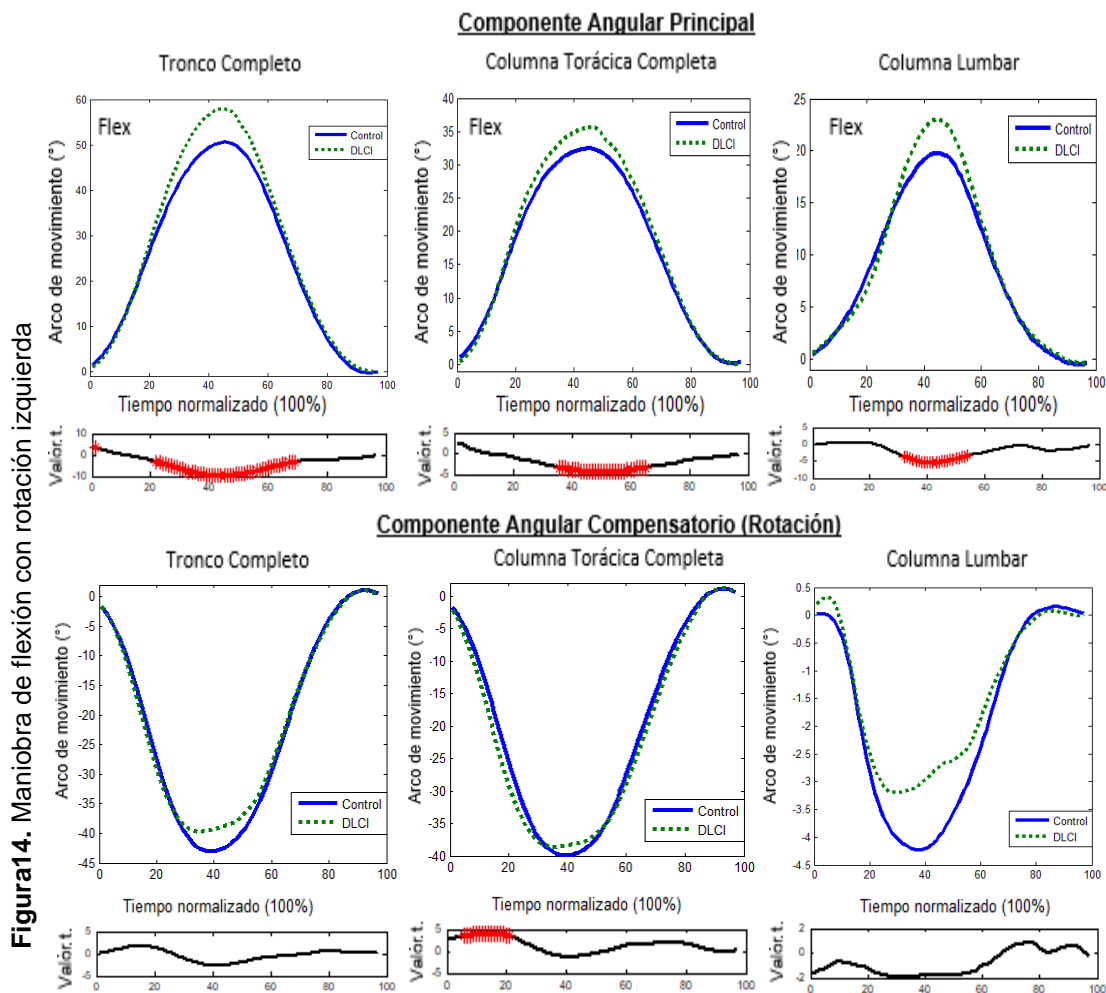


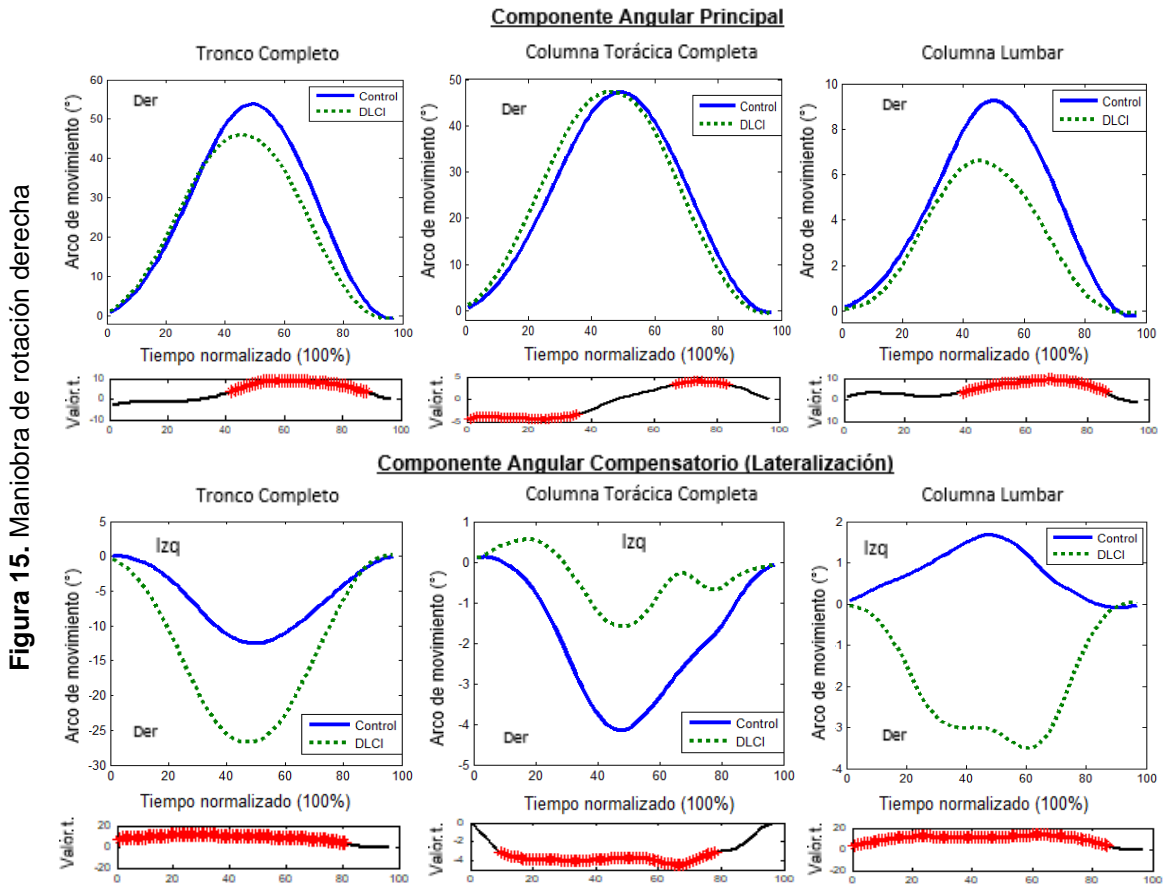
Figura 14. Maniobra de flexión con rotación izquierda

Las gráficas superiores muestran las curvas del rango del movimiento ($^{\circ}$) en función del tiempo normalizado (100%) durante la maniobra de flexión con rotación izquierda de tronco en los segmentos TC, CTC y CL respectivamente tanto de su componente angular principal (flexión) y compensatorio (rotación). Líneas verdes: curva media del grupo con DLCI; azul: curva media de grupo control. Las gráficas inferiores muestran con asterisco rojo la diferencia significativa con la corrección de Bonferroni.

En la *figura 15* se muestra la comparación de la cinemática de la maniobra de rotación derecha donde se observan las diferencias significativas en el CAP en TC y CL donde el grupo con DLCI realizaba la fase final más rápido debido a la disminución de rango de movimiento, mientras que en la CTC no había diferencia en el rango de pero si en la velocidad ya que el grupo con DLCI lo realizaba más rápido con la CTC en la fase inicial pero más lento en la fase final que el grupo control.

En el CAC en el eje de lateralización se muestra como el grupo con DLCI tenía mayor compensación hacia el lado de la maniobra. En la CTC el grupo control tendía aumentar su

lateralización hacia la derecha mientras que con la CL lateralizaban a la izquierda a diferencia del grupo con DLCl que lateralizaba hacia la derecha con CL y muy poco con la CTC.



Las gráficas superiores muestran las curvas del rango del movimiento ($^{\circ}$) en función del tiempo normalizado (100%) durante la maniobra de rotación derecha de tronco en los segmentos TC CTC y CL respectivamente tanto de su componente angular principal (rotación) y compensatorio (lateralización). Líneas verdes: curva media del grupo con DLCl; azul: curva media de grupo control. Las gráficas inferiores muestran con asterisco rojo la diferencia significativa con la corrección de Bonferroni.

En la *figura 16* se muestra la comparación de la cinemática en la maniobra de rotación izquierda en el CAP donde se observa que el grupo con DLCl tiene menor rango de movimiento en TC y en CL. En cuanto en la CTC no hubo diferencia significativas, por tanto sugiere que en CTC son similares la cinemática entre los grupos.

En el CAC se observó una diferencia significativa en donde el grupo con DLCl tendía a realizar mayor compensación de lateralización izquierda tanto en TC y en CL donde el grupo control lateralizaba hacia la derecha. En cuanto a la CTC el grupo control tenía mayor rango compensación hacia la izquierda mientras que el grupo con DLCl tenía muy pocos grados de compensación y lo realizaban ligeramente a la derecha.

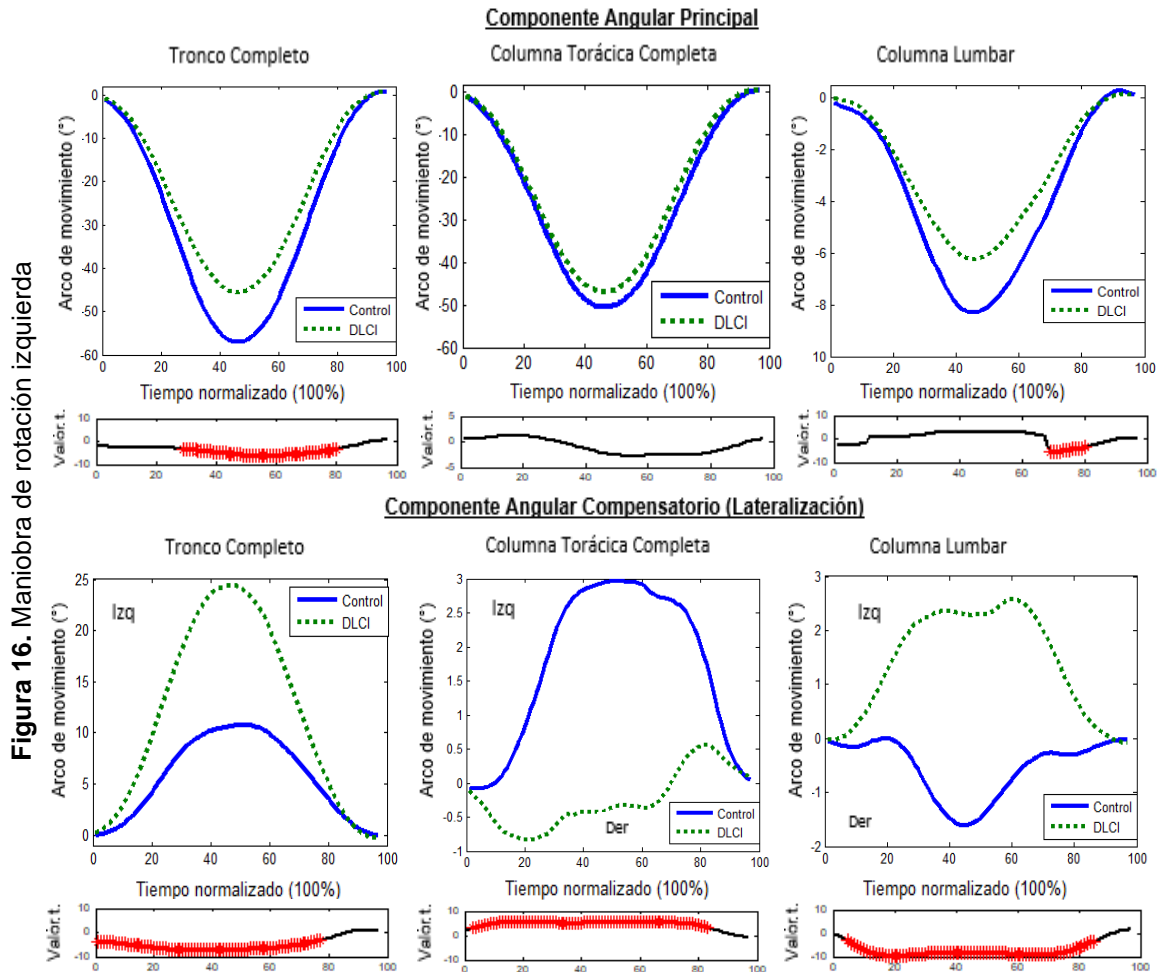


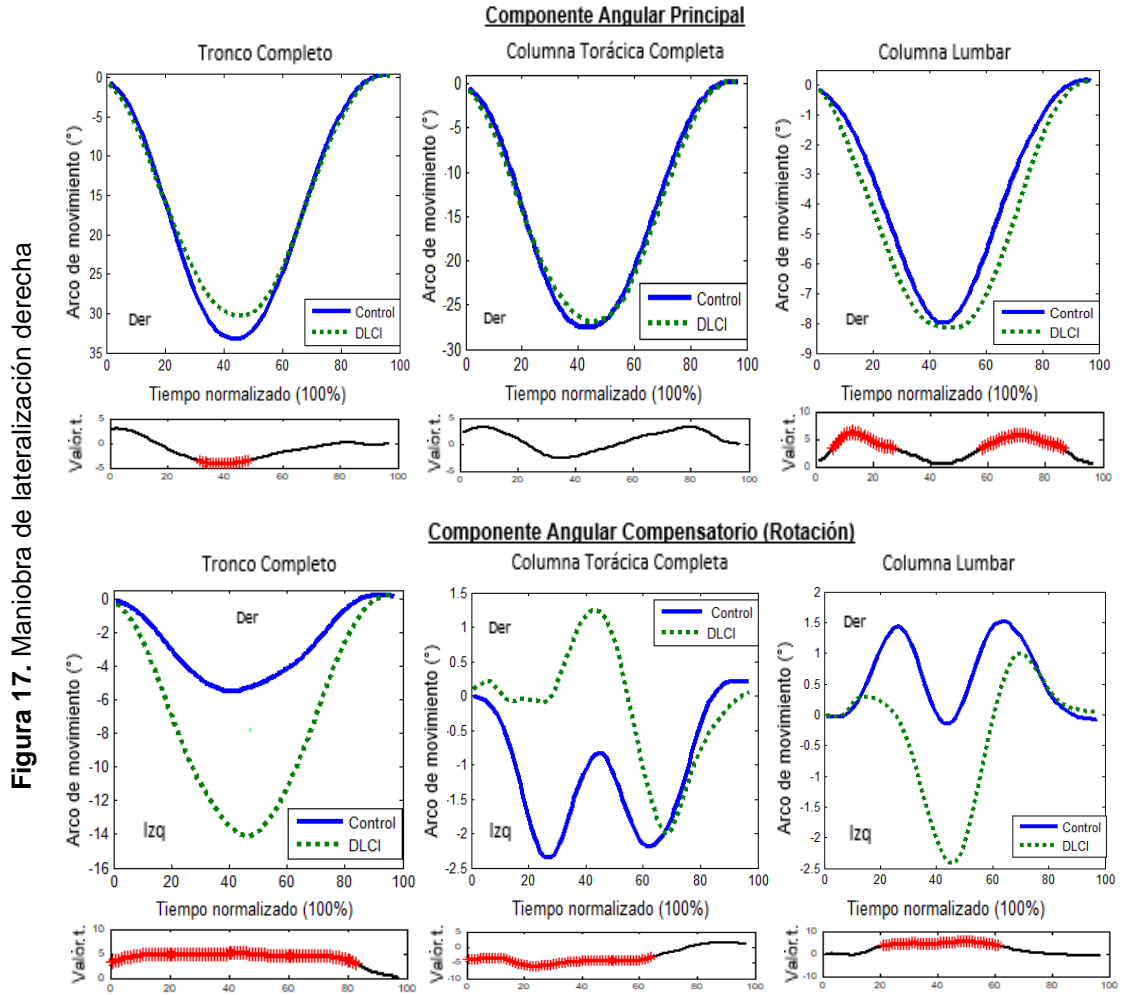
Figura 16. Maniobra de rotación izquierda

Las gráficas superiores muestran las curvas del rango del movimiento ($^{\circ}$) en función del tiempo normalizado (100%) durante la maniobra rotación izquierda de tronco en los segmentos TC CTC y CL respectivamente tanto de su componente angular principal (rotación) y compensatorio (lateralización). Líneas verdes: curva media del grupo con DLCI; azul: curva media de grupo control. Las gráficas inferiores muestran con asterisco rojo la diferencia significativa con la corrección de Bonferroni.

En la *figura 17* se muestra la comparación de la maniobra de lateralización derecha donde se observan valores significativos en el CAP de TC en el movimiento máximo y en velocidad de CL donde el grupo con DLCI realizaba a mayor velocidad la fase inicial pero a menor velocidad la fase final que el grupo control. En CTC no se consideran valores significativos, por consiguiente no es posible establecer diferencias entre los grupos.

En el CAC en el eje de rotación se muestran las diferencias en donde el grupo con DLCI tiende a compensar con el segmento de TC realizando mayor rotación izquierda que el grupo control. En la CTC el grupo control realiza una compensación de mayor rotación izquierda. En el segmento

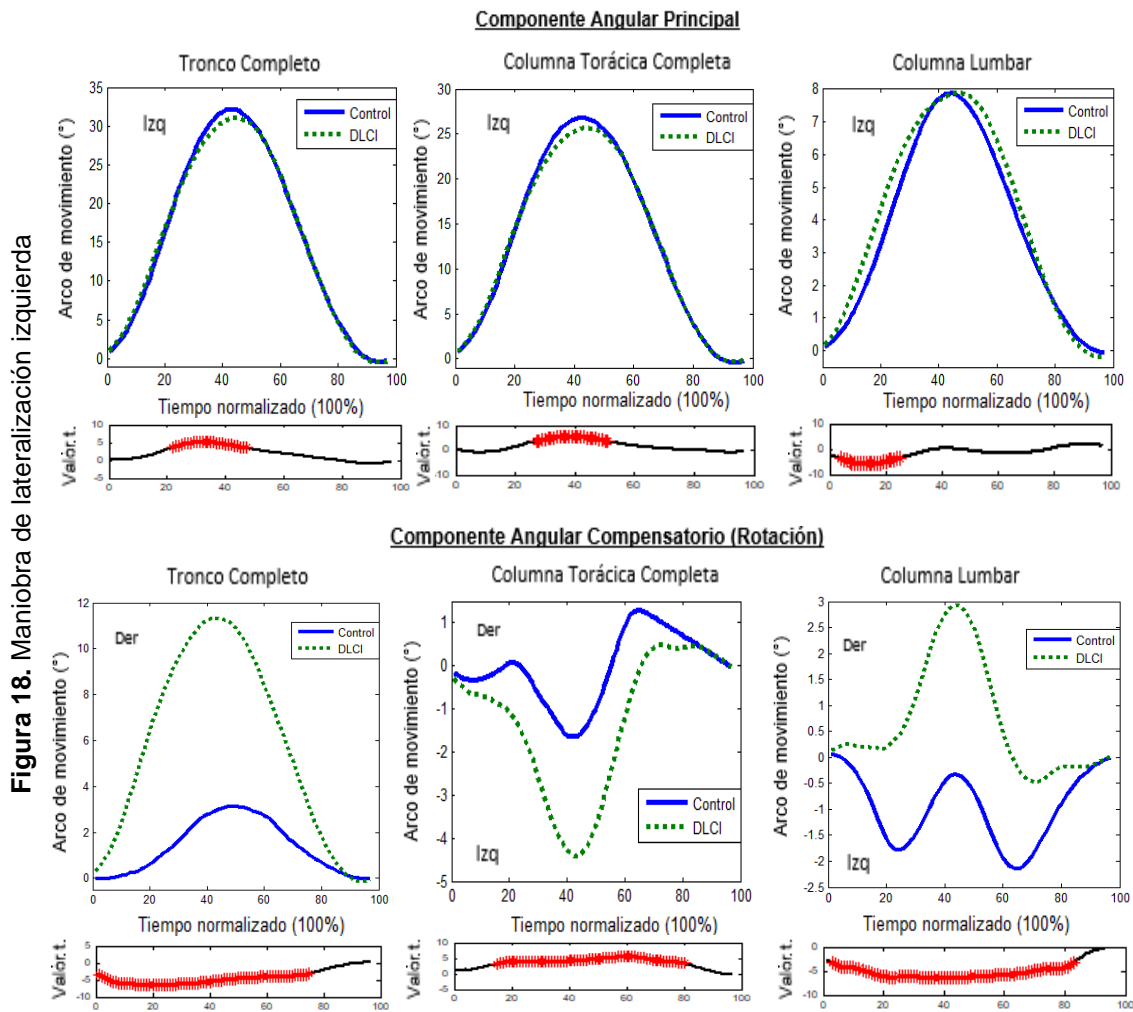
de la CL el grupo control realiza una ligera compensación a la derecha en la fase inicial, disminuyendo en el movimiento máximo y vuelve a aumentar en la fase final, mientras que el grupo con DLCI tiende a rotar a la izquierda durante toda la maniobra.



Las gráficas superiores muestran las curvas del rango del movimiento ($^{\circ}$) en función del tiempo normalizado (100%) durante la maniobra de lateralización derecha de tronco en los segmentos TC CTC y CL respectivamente tanto de su componente angular principal (lateralización) y compensatorio (rotación). Líneas verdes: curva media del grupo con DLCI; azul: curva media de grupo control. Las gráficas inferiores muestran con asterisco rojo la diferencia significativa con la corrección de Bonferroni.

En la *figura 18* se muestra la comparación de la cinemática en la maniobra de lateralización izquierda entre los grupos. En el CAP en TC y CTC se observa la diferencia significativa en el movimiento máximo donde el grupo control tiene mayor rango, mientras que en el segmento de CL el grupo con DLCI realiza a mayor velocidad la lateralización en la fase inicial.

En el CAC en el eje de rotación se muestran las diferencias en donde el grupo con DLCI tiende a compensar realizando mayor rotación derecha que el grupo control. En la CTC el grupo control realiza una ligera compensación de rotación izquierda y la compensación con la CL hacia a la izquierda aumentando en la fase inicial, disminuye en el movimiento máximo y vuelve a aumentar en la fase final mientras que el grupo con DLCI realiza una compensación uniforme de rotación hacia la derecha.



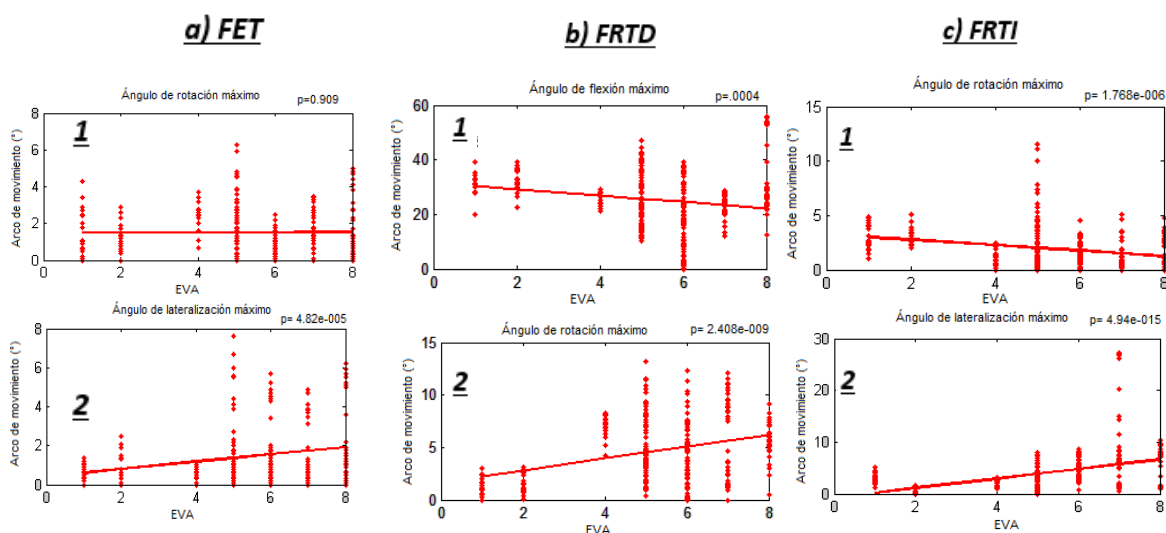
Las gráficas superiores muestran las curvas del rango del movimiento ($^{\circ}$) en función del tiempo normalizado (100%) durante la maniobra de lateralización izquierda de tronco en los segmentos TC CTC y CL respectivamente tanto de su componente angular principal (lateralización) y compensatorio (rotación). Líneas verdes: curva media del grupo con DLCI; azul: curva media de grupo control. Las gráficas inferiores muestran con asterisco rojo la diferencia significativa con la corrección de Bonferroni.

Debido a la diferencia de los patrones cinemáticos en las maniobras se realizó una regresión lineal simple de los pacientes con DLCI que se muestra en las *figura 19* de las variables espaciales de la CL contra la escala visual analoga del dolor (EVA).

En la maniobra de FET no existió diferencia significativa entre el grado de dolor con la compensación máxima de rotación (fig. 19a-1), pero si correlación positiva en el eje de lateralización; entre más alta la puntuación en EVA del dolor, mayor era su ángulo de compensación (fig 19b-2). En la maniobra FRTD podemos observar la correlación negativa; entre más alta la puntuación del dolor, disminuía sus grados de flexión (19b-1) pero aumentaba su rotación (19b-2). En la maniobra de FRTI los sujetos que tenían una puntuación baja en EVA rotaban más (19c-1) y disminuían la lateralización en comparación de los sujetos que tenían una mayor puntuación (19c-2).

En la maniobra de rotación derecha existe correlación positiva en el CAP en el ángulo máximo derecha (figura 19d-1) mientras que en rotación izquierda sucedió lo contrario, existe una correlación negativa que significa que entre más puntuación en EVA del dolor, era menor su ángulo máximo de rotación (figura 19e-1). En cuanto al CAC existe correlación positiva en donde mayor dolor, mayor su compensación de lateralización (figura 19e-2) en ROTS y en ROTD no presentó diferencia significativa (figura 19d-2).

En las maniobras de lateralización no existió correlación en su CAP en el ángulo máximo (figura 19f-1 y 19g-2). Mientras que en su CAC en la maniobra de LATD existe correlación positiva, entre más alta su puntuación en EVA del dolor, mayor su ángulo de rotación (figura 19f-1) y en LATI no presenta correlación (figura 19g-1).



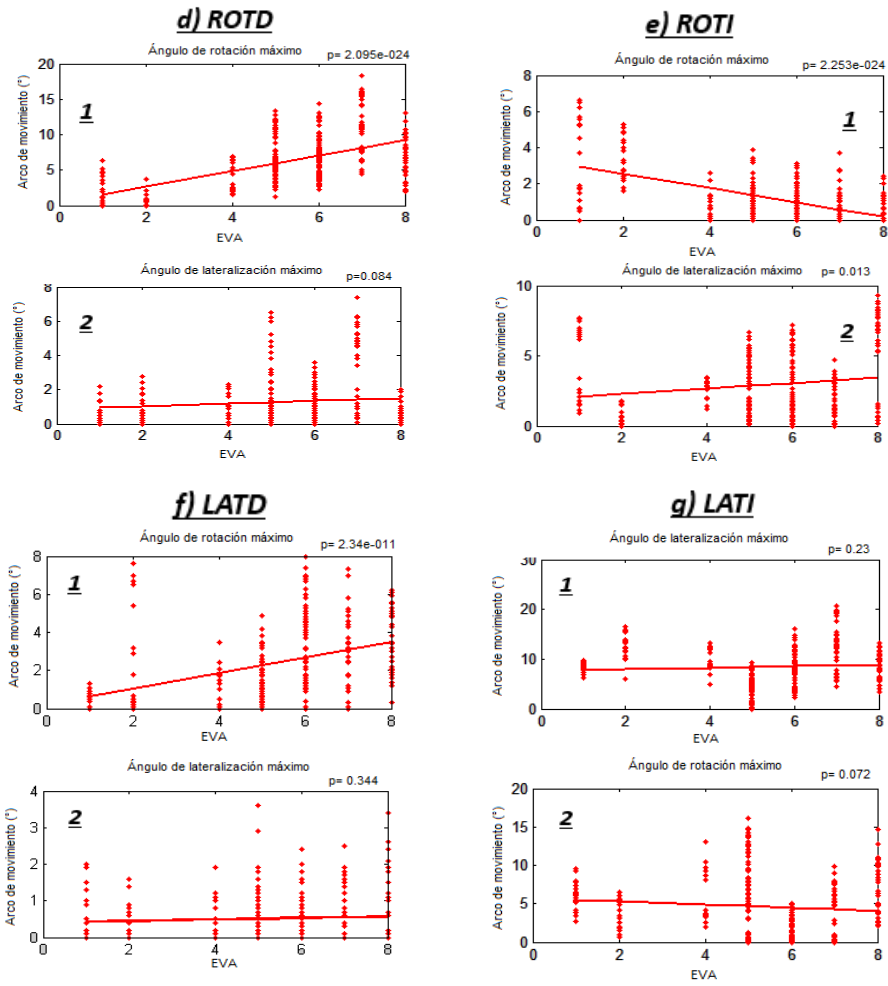


Figura 19. Gráficas de regresión lineal simple del dolor en las variables espaciales del grupo con DLCI en la CL. Maniobra de flexión (a), maniobra de flexión con rotación derecha (b) y maniobra de flexión con rotación izquierda (c), maniobra de rotación derecha (d) e izquierda (e) y lateralización derecha (f) e izquierda (g).

4.2 Discusión

El DLCI es un trastorno músculo-esquelético multifactorial, como lo expresa Aguilera et al; (43) está asociado a diversos factores entre ellos la edad, peso y talla. Se ha demostrado que los episodios más frecuentes de dolor lumbar se presentan en edad productiva que comprende entre los 20 y 55 años.

En cuanto a la edad de la muestra de los grupos del estudio, los sujetos del grupo de DLCI eran de mayor edad que los del grupo control; de acuerdo a lo mencionado por Pérez (37) en su investigación acerca del estudio de la lumbalgia inespecífica muestra que el dolor lumbar aparece como causa principal de limitación en personas menores de 45 años y como tercera causa en mayores de 45 años y que los primeros episodios de dolor lumbar aparecen entre los 20 y 40 años; actualmente en la literatura existe gran diversidad acerca de la edad sin llegar a un acuerdo entre el rango de edad como factor de riesgo.

Saldívar et al (38) mencionan que los pacientes con sobrepeso y obesidad son más propensos a padecer DLCI, el riesgo de dichos factores les perjudica en su salud y en sus actividades de la vida diaria y de acuerdo a los resultados de su investigación tienden a tener una mala calidad de vida. Shiri et al (53) en su estudio menciona que las personas con mayor IMC tenían mayor prevalencia de DLCI que los que tenían composición normal y las personas con sobrepeso tenían menor prevalencia que las personas con obesidad.

El protocolo de análisis biomecánico de tronco nos permite ver las diferencias en el movimiento de sujetos sanos y pacientes con DLCI. Estudios anteriores (46,47,48,49,54) han evaluado el movimiento de la columna en diferentes tareas y posturas como posición unipodal, bípeda o sedente. En el presente estudio, se observaron las diferencias cinemáticas en tronco completo, columna torácica y columna lumbar en sus tres planos de movimiento en las siete tareas realizadas, estos resultados nos pueden ayudar a la comprensión de los trastornos del DLCI y sus repercusiones sobre el patrón de movimiento.

Hidalgo et al (47) observaron que los pacientes con DLCI tienen una disminución del arco de movimiento en la columna lumbar y torácica, realizando la flexión-extensión de tronco en una posición sedente, en contraste, nuestros resultados demostraron solamente menor flexión en el segmento de la CL en el movimiento máximo, mientras que el estudio de Lavière (55) mostro que los pacientes con DLCI compensan la pérdida de la flexión de la CL, donde aumentan su flexión de la columna torácica desde una posición bípeda donde participa el ritmo lumbo-pélvico, estas

diferencias entre nuestros resultados y los estudios mencionados se puede deber a la diferencias de los sistemas de referencia locales creados en el modelo de análisis y a la diferencia metodológica del estudio de Lavière.

En el protocolo se incluyó la medición de la posición inicial de cada grupo en la maniobra de FET, existiendo diferencias significativas de CL, siendo evidente la hiperextensión que presentaban los sujetos que pertenecían al grupo de DLCl, sería importante realizar una correlación con la medición de las curvaturas de la columna o el test de flechas sagitales para considerar el rango que indique que está dentro o fuera de lo normal y con ello ver el comportamiento de las curvaturas.

Nair et al (48) evaluaron los efectos de la columna lumbar en sujetos sanos sobre los movimientos de la columna torácica segmentada (superior, media e inferior) con electromiografía en posición bípeda, que implicaban diferentes combinaciones de postura lumbar, donde se encontraba en posición flexionada o neutra, y la columna torácica flexionada y con rotación, mostrando la importancia de considerar el análisis con un enfoque multi-segmentado, debido a las diferencias en el movimiento, existiendo mayor flexión de la columna torácica inferior que la superior y media, demostrando que los movimientos de la columna torácica son modificados por la postura de la columna lumbar.

Chansirinukor et al (56) utilizaron un dispositivo de restricción pélvica en sujetos sanos, donde muestran como esta restricción aplicada provoca rigidez en la movilidad de la columna lumbar, en donde existen varios mecanismos posibles en las múltiples estructuras anatómicas como las articulaciones intervertebrales, tejidos blandos superficiales, las costillas y vísceras abdominales; la disminución de la deformación de las estructuras mencionadas podría producir desplazamientos más pequeños, asimismo existe menor desplazamiento en las articulaciones sacro ilíacas debido a la función de sus ligamentos, produciendo rigidez, en el presente estudio se realizó una maniobra de flexión con rotación derecha e izquierda, donde observamos la disminución de rotación y de la velocidad angular en el segmento de la columna lumbar en los pacientes con DLCl.

En el artículo de Hidalgo (47) muestran la diferencia significativa para la rotación izquierda y una diferencia altamente significativa para la rotación derecha de tronco evaluada como segmento rígido en su CAP, que a diferencia de nuestro estudio se utiliza la medición de rotación de TC, CTC y CL, donde podemos observar en que región específica de tronco se encuentra la limitación del movimiento tanto en su CAP y cómo se comporta en el eje de lateralización, ya que de acuerdo a la primera ley de Fryette (57) nos indica que un conjunto de vertebrae en posición neutra al realizar una rotación derecha están obligadas a lateralizarse a la izquierda en la columna lumbar,

pero en algunos casos, existe esta alteración estática de la columna vertebral, que es permanente, ya sea por la lateralización del tronco y/o una rotación de los cuerpos vertebrales (9).

Acorde con Nordin (8) y Kapandji (9) describen el comportamiento de la vértebras de flexión lateral (lateralización) y su rotación automática de los cuerpos vertebrales en sujetos sanos. Sin embargo el aporte de esta investigación es cuantificar las rotaciones del tronco en las maniobras de LATD y LATI, donde podemos observar una gran diferencia del patrón cinemático entre el grupo control y DLCI. En la literatura todavía no existen artículos que cuantifiquen el eje de rotación para hacer un estudio comparativo con las maniobras de flexión lateral y verificar los análisis dividiendo por segmentos la columna vertebral.

De acuerdo a los estudios de Nair (48) y Preuss (46) es de suma importancia considerar un enfoque multi-segmentado de tronco, debido a que nos proporciona información sobre la diferencia de patrones en sus ejes de movimiento de cada segmento, dando información beneficiosa que nos permita comprender este tipo de patología y las alteraciones en el movimiento del tronco.

4.3 Conclusiones

El protocolo de análisis biomecánico de tronco implementado permite obtener sistemas de referencia que arrojan componentes angulares principales y compensatorios; que son el cálculo de movimiento en tres planos gracias a ejes de rotación (X), lateralización (Y) y flexión-extensión (Z), que diferencia de protocolos antes creados (46,47,48), en este estudio se tomaron en cuenta los componentes angulares compensatorios.

Los hallazgos en este estudio demuestran la importancia del análisis biomecánico de tronco, ya que demostraron las diferencias que existen en la cinemática tanto de su componente angular principal como sus componentes angulares compensatorios, ya que de acuerdo a los resultados de las siete maniobras y la regresión lineal los sujetos que presentaban DLCI presentaban mayor tendencia de compensación en el patrón cinemático de TC, CTC y CL, que actualmente han sido muy poco estudiados.

Otra de las ventajas de este protocolo de análisis biomecánico es el uso de su sistema de referencias, base para investigaciones futuras cuyo objetivo sea medir la cinemática del tronco entre distintos segmentos además de la CTC y CL, siendo así, más específico dividiendo la columna torácica en superior, media e inferior y de esta manera evaluar las alteraciones de la biomecánica en distintos segmentos y patologías.

Dentro de las limitaciones del estudio es no contar con una cantidad de grupo control y DLCI suficiente y homogénea para definir curvas de normalidad, aunque la muestra es considerable. Por lo tanto resulta conveniente continuar con el trabajo para llegar a la validación del protocolo de análisis biomecánico de tronco como herramienta diagnóstica así como sus valores intra e interobservadores.

Este tipo de herramienta será útil para el personal de la salud como fisioterapeutas, ortopedistas, médicos rehabilitadores y deportivos, fisiatras, entre otros pues nos da información cuantitativa sobre el movimiento del tronco que nos permite observar las alteraciones y repercusiones de la cinemática y nos permitirá proponer programas de tratamientos o probar los ya establecidos y asimismo evaluar la evolución del paciente.

Bibliografía

1. Ozkaya N. Equilibrium, Motion and Deformation. In Fundamentals of Biomechanics. Third. ed.: Spriger Science; 2012. p. 1-3.
2. Viladot A, et al. Conceptos de física aplicados al aparato locomotor. In Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona.: Springer; 2001. p. 1-3.
3. Aguila M. La biomecánica. In Biomecánica: la física y la fisiología. Madrid: Consejo Superior de Investigaciones Científicas; 2000. p. 17-18.
4. Chou R, Qaseem A, Snow V, Cross T, Shekelle P, Owens D, et al. Diagnosis and Treatment of Low Back Pain: A Joint Clinical Practice Guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. Annals Of Internal Medicine. 2007 Octubre; 147(7).
5. Ocaña R. Lumbalgia ocupacional y discapacidad laboral. Revista de fisioterapia. 2008; 6(2): p. 17-26.
6. Covarrubias-Gómez A. Lumbalgia: un problema de salud pública. Revista Mexicana de Anestesiología. 2010 Junio; 22(1): p. s106-s109.
7. Drake R, Vogl W, Mitchell A. La región dorsal del tronco. In. Madrid: ELSEVIER; 2005. p. 14-93.
8. Nordin M. Biomecánica básica del sistema musculoesquelético. Biomecánica de la columna lumbar. In. Aravaca: Mc Graw Hill; 2004. p. 266-292.
9. Kapandji A. Fisiología Articular. In. Madrid: Medica Panamericana; 2008. p. 2-152.
10. Norris C. ¿Qué es la estabilidad de la espalda? In La estabilidad de la espalda. Barcelona, España: Hispano Europea; 2007. p. 24-70.
11. Applegate M. Introdução ao estudo do corpo humano. In Anatomia y Fisiologia. Cuarta ed. Rio de Janeiro: ELSEVIER; 2012. p. 9-10.
12. Izquierdo M, Alonso A. El cuerpo humano y sus movimientos. In Izquierdo M. Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Buenos Aires, Madrid: PANAMERICANA; 2008. p. 22-25.
13. Moore K, Dalley A. Curvaturas de la columna vertebral. In Anatomía con orientación clínica. Quinta ed. México: Panamericana; 2010. p. 470-471.
14. Sinnatamby C. Columna Vertebral. In Anatomía de Last regional y aplicada. Primera ed. Barcelona: Paidotribo; 2003. p. 414-415.
15. Rouvière H, Delmas A. Anatomía del tronco. In Anatomía Humana descriptiva, topográfica y funcional. Barcelona, España: MASSON; 2005. p. 11-27.
16. Greenman P. Movilidad Vertebral Normal. In Principos y práctica de la Medicina Manual. Panamericana ed. Buenos Aires: Panamericana; 2005.
17. Weineck J. Presentación de los principales sistemas articulares. In La anatomía deportiva. Cuarta ed. Barcelona: Paidotribo; 2004. p. 84-104.
18. Miralles R, Miralles I. Introducción: La biomecánica. In Biomecánica clínica de las patologías el aparato locomotor. Barcelona: MASSON; 2007. p. 1-2.
19. Hernández R. Cinemática. In Dinámica. Primera ed. México: PATRIA; 2014. p. 39-41.
20. Wilson J, Buffa A. Fuerza y movimiento. In Física. Quinta ed. México.: PEARSON EDUCACIÓN.; 2003. p. 108-113.
21. Dufour M, Pillu M. Biomecánica funcional. Trece ed. Barcelona, España: ELSEVIER; 2006.
22. Neumann D. Fundamentos de Rehabilitación Física. Cinesiología del sistema musculoesquelético. Primera ed. España: PAIDOTRIBO; 2007.

23. Scheirman G, Hatfield D. Técnicas de captura óptica para la valoración del desempeño deportivo. In Suárez G. Biomecánica deportiva y control del entrenamiento. Medellín: Funámbulos Editores.; 2009. p. 121-130.
24. Cailliet R. Anatomía funcional de la columna lumbosacra. In Anatomía funcional, biomecánica.: MARBÁN; (SF). p. 27-74.
25. McCullen G, Ordway N, Yuan H. Biomecánica de la Columna Vertebral. In Fitzgerald R, Kaufer H, Malkani A. Ortopedia. St. Louis Missouri, USA.: Panamericana; 2002. p. 1361-1365.
26. Gómez A, Roca J. Biomecánica de la columna vertebral. In Viladot A. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona: Springer; 2001. p. 105-120.
27. Nordi M, Weiner S. Biomecánica de la columna lumbar. In Nordi M, Franke V. Biomecánica básica del Sistema Musculoesquelético. Tercera ed. Esoaña.: Mc Graw Hill ; 2001. p. 266-295.
28. Kisner C, Allen L. La columna vertebral: problemas agudos. In Ejercicio Terapéutico. Barcelona: PAIDOTRIBO; 2005. p. 405-428.
29. Diagnóstico, tratamiento y prevención de lumbalgia aguda y crónica en el primer nivel de atención. Secretaría de salud. 2009.
30. Kovacs F. Manejo clínico de la lumbalgia inespecífica. SEMERGEN. 2002 Enero; 28(1).
31. Latorre E, Kovacs F, Alonso P. La versión española de la Guía COST B13: una guía de práctica clínica para la lumbalgia inespecífica basada en la evidencia científica. Unidad de Terapia del Dolor y unidad espalda. 2008;(23): p. 7-17.
32. Soto-Padilla M, Espinosa-Mendoza R, al e. Frecuencia de lumbalgia y su tratamiento en un hospital privado de la Ciudad de México. Acta Ortopédica Mexicana. 2015 Febrero; 29(1)(40-45).
33. Gómez-Conesa A, Valbuena S. Lumbalgia crónica y discapacidad laboral. ELSEVIER. 2005 Septiembre; 27(5).
34. Vargas-Mendoza J, Nogales-Osorio S. Lumbalgia inespecífica: condición emocional y calidad de vida. Centro Regional de Investigación en Psicología. 2011; 5(1).
35. Covarrubias-Gómez A. Papel del anestesiólogo en el manejo de dolor crónico. Revista Mexicana de Anestesia. 2008; 21: p. S235-S237.
36. Ehrlich G. Low back pain. Bulletin of the World Health Organization. 2003; 81(9): p. 671-676.
37. Pérez J. Contribución al estudio de la lumbalgia inespecífica. Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología. 2006 Diciembre; 20(2).
38. Saldívar A, Joffre V, Barrientos MdC, Lin D, Vázquez F, LLanes A. Factores de riesgo y calidad de vida de los enfermos que sufren lumbalgia. Revista electrónica Medicina, Salud y Sociedad.. 2010 Diciembre; 1(1).
39. Albert T, Singh K. Lumbalgia y Ciática. In Fitzgerald R. Ortopedia. Buenos Aires: Panamericana; 2004. p. 1308-1311.
40. Chou R. Low Back Pain. American Academy of Family Physicians. 2011 Agosto; 4(4): p. 437-438.
41. Pincus T, Burton A, Field A. A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. Spine. 2002; 27.
42. Gómez A, Cardoso C. Evaluación y tratamiento psicológico de un caso de lumbalgia en infancia. In Rosa A, Oliares-Olivares P, Olivares J. Psicología de la salud en la infancia y adolescencia. Madrid: Pirámide; 2012. p. 156.
43. Aguilera A, Herrera A. Lumbalgia: una dolencia muy popular y a la vez desconocida. Comunidad y Salud. 2013 Diciembre; 2(3).

44. Manek N, MacGregor A. Epidemiology of back disorders: prevalence, risk factors, and prognosis. 2005; 17: p. 134:40.
45. Peña J, Peña C, Brieva P, Pérez M, Humbría M. Fisiopatología de la lumbalgia. Revista Española de Reumatología. 2002 Diciembre; 29(10).
46. Preuss R, Popovic M. Three-dimensional spine kinematics during multidirectional, target-directed trunk movement in sitting. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009 July; xx(xx).
47. Hidalgo B, Gilliaux M, Poncin W, Detrembleur C. Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain. Journal Rehabil Med. 2012; 44: p. 756-763.
48. Nairn B, Drake J. Impact of lumbar spine posture on thoracic spine motion and muscle activation patterns. Human Movement Science. 2014; 37(1-11).
49. Sung P, Leininger P. A kinematic and kinetic analysis of spinal region in subjects with and without recurrent low back pain during one leg standing. Clinical Biomechanics. 2015; 30: p. 696-702.
50. B13 GBdTdPEC. Guía Práctica Clínica para la lumbalgia inespecífica. 2006..
51. Jiménez F, Ramírez Y. Clasificación de los diseños de investigación. In García J, Jiménez F, Arnaud M, Ramírez YLL. Introducción a la metodología de la investigación en ciencias de la salud. México: McGrawHill; 2011. p. 41-52.
52. Frenk J, Tapia R, Velázquez O, al e. Toma de medidas clínicas y antropométricas. 2002. Subsecretaría de Prevención y Protección de la Salud Centro Nacional de vigilancia epidemiológica programa de salud del adulto y el anciano.
53. Shiri R, Karppinen J, Leino-Arjas , al e. The Association Between Obesity and Low Back Pain: A Meta-Analysis. American Journal of Epidemiology. 2009 Junio; 171(2).
54. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion–extension and lateral bending tasks. 2000 July; 15(6): p. 407-416.
55. Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion–extension and lateral bending tasks. Clinical Biomechanics. 2000; 15(6): p. 407-416.
56. Chansirinukor W, Lee M, Latimer J. Contribution of pelvic rotation to lumbar posteroanterior movement. Ideal Library. 2001; 6(4): p. 242-249.
57. Ricard F, Sallé JL. Tratado de osteopatía. Cuarta ed.: Medos; 2014.
58. Pilar G, Martín I. ¿Qué es el dolor? In El dolor. Madrid: Los libros de la catarata; 2010. p. 27-29.
59. Puebla F. Tipos de dolor y escala terapéutica de la OMS. Dolor Iatrogénico.. Instituto Madrileño de Oncología San Francisco de Asís. 2005; 23(3): p. 139-143.
60. Ruiz R. Eficacia de una prueba diagnóstica: parámetros utilizados en el estudio de un test. Jano: Medicina y humanidades. 2009;(1736): p. 30-31.
61. Donis J. Evaluación de la validez y confiabilidad de una prueba diagnóstica. Publicación Oficial del Instituto de Inmunología Clínica. 2012 Diciembre; 1(2): p. 73-81.
62. Alvarez Cáceres R. Estadística Aplicada a las Ciencias de la Salud. España: Días de Santos; 2007a.
63. Pita S, Pértegas S. Pruebas diagnósticas Coruña, España.: Unidad de Epidemiología Clínica y Bioestadística; 2003.
64. Martínez-Cambor P. Comparación de pruebas diagnósticas desde la curva ROC. Revista colombiana de Estadística. 2007 Diciembre; 30(2): p. 163-176.
65. Abaira V. El índice Kappa. Unidad de Bioestadística Clínica. 2000; 27: p. 247-249.

66. Moreno M. Circunferencia de cintura: una medición importante y útil. Revista Chilena de Cardiología. 2010; 29(1).
67. Martínez P. Ajuste del valor-p por contrastes múltiples. Salud Pública de Chile. 2012; 16(3): p. 225-232.
68. Trabajo INdSeHee. REAL DECRETO 487/1997, de 14 de abril, sobre disposiciones mínimas de seguridad y salud relativas a la manipulación manual de cargas que entrañe riesgos, en particular dorsolumbares, para los trabajadores. BOE nº 97 23-04-1997. 1997..
69. MUTUAL M. Prevención de riesgos laborales en el trabajo con pantallas de visualización de datos. 2008..
70. Ching-Sung K, Hsuan-Teh H, al e. Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure - a finite element study. BMC Musculoskelet Disord. 2010 Jul 5;(11).

Anexos

Anexo 1: Consentimiento Informado



CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.

Protocolo de Investigación: “Adquisición de parámetros Biomecánicos de la Columna Vertebral”.

Introducción.

A continuación se le proporcionará información acerca del presente estudio, consta de dos sesiones, con una aplicación mínimo de 48 horas entre ambas, la primera sesión tomará un tiempo aproximado de 60 minutos donde se realizará una historia clínica y el estudio del análisis biomecánico de la columna en 3D, en la segunda sesión, tomará un tiempo aproximado de 35 minutos donde se realizará por segunda ocasión el estudio del análisis biomecánico.

Se adherirán sobre el trayecto de la columna, marcadores reflectantes que se utilizan para registrar el movimiento de la misma y se solicitará ejecutar 7 tareas que involucran el movimiento de la columna vertebral. Dado que los marcadores se adhieren a la piel y no deben ser tapados, se solicita ropa deportiva, mujeres de preferencia en top y hombres sin camiseta.

Propósito

El propósito de este estudio es obtener valores altamente confiables que describirán las características cinemáticas del movimiento de la columna, para que en un futuro este estudio aporte a la ciencia médica elementos diagnósticos de las alteraciones de la columna.

Participación Voluntaria

Los voluntarios expresarán por escrito su deseo de participar en el estudio. Si usted elige no otorgar su consentimiento, todos los servicios que le proporciona la institución no cambiarán en aspecto alguno.

Usted puede también cambiar su decisión en el desarrollo del estudio y dejar de participar en éste, aun cuando haya aceptado previamente, el personal encargado del estudio y del LUB se compromete a mantener el anonimato del paciente.



Duración

El estudio tiene un tiempo aproximado de 1 hora en la primera sesión y un aproximado de 35 minutos en la segunda sesión.

Efectos secundarios, molestias y riesgos.

La ejecución de las pruebas y la evaluación pueden ocasionar incomodidad y por otra parte, algunas personas pueden mostrar reacción alérgica al adhesivo que se utiliza para colocar los marcadores en el cuerpo (irritación, comezón, etc.).

Confidencialidad

La información que se recolectará para el proyecto se mantendrá en forma confidencial. La información recolectada será aislada y solo el personal del LUB podrá consultarla. Se le asignará un número de identificación en vez de su nombre y solamente el personal del LUB sabrá el vínculo de ese número con el participante. No se compartirá o negociará la información a personas ajenas al proyecto académico.

Resultados

El conocimiento que se obtendrá de este estudio se utilizará con fines académicos. No se compartirá información confidencial y posteriormente serán entregados los resultados personalmente.



Datos del participante

Nombre completo con apellidos del participante:

Ocupación:

Fecha de Nacimiento: _____

Sexo (M/F): _____

Mano dominante (diestro/zurdo): _____

Estatura (m): _____ Masa (kg): _____

Correo electrónico _____

Teléfono _____

Dirección _____

Código postal _____

Contacto alternativo (Parentesco) _____

ENTIENDO QUE PUEDO RETÍRAME DEL ESTUDIO EN CUALQUIER MOMENTO (SI/NO) _____

DOY MI CONSENTIMIENTO PARA PARTICIPAR EN EL ESTUDIO (SI/NO) ____

Nombre y firma del participante.

Primera Sesión _____

Fecha: _____

Segunda Sesión _____

Fecha: _____

Anexo 2: Historia Clínica de fisioterapia



UNIDAD DE INVESTIGACIÓN
EN NEURODESARROLLO
Dr. Augusto Fernández Guardiola



HISTORIA CLÍNICA DE FISIOTERAPIA
PROTOCOLO DE COLUMNA VERTEBRAL



Escuela
Nacional de
Estudios
Superiores
Unidad León

FECHA: _____

1. FICHA DE IDENTIFICACIÓN

Nombre: _____ Edad _____

Fecha de nacimiento: _____ Sexo: _____

Estado civil (número de hijos): _____

Lugar de residencia _____ Celular o teléfono: _____

Domicilio: _____ Escolaridad: _____

Código postal: _____

Ocupación y/o profesión: _____

Correo Electrónico: _____

2. ANTECEDENTES FAMILIARES

	SI	NO	¿QUIÉN O QUIÉNES?		SI	NO	¿QUIÉN O QUIÉNES?
Hepatopatías	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____	Enf. Endócrinas	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____
Cáncer	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____	Enf. Mentales	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____
Cardiopatías	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____	Enf. Pulmonares	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____
Nefropatías	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____	Enf. Infecciosas	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	_____

Otros _____

3. ANTECEDENTES PERSONALES NO PATOLÓGICOS

Habitación/Servicios: _____

Bebidas alcohólicas: _____ Act. Física/Deporte: _____

Tabaco: _____ Uso de fármacos: _____

MOTIVO DE CONSULTA:

MEDICAMENTOS:

EVA _____

BRAZO DOMINANTE _____

4. ANTECEDENTES PERSONALES PATOLÓGICOS

Enf. Infecciosa: _____

Intervenciones quirúrgicas _____

Hospitalizaciones _____

Oncológicas _____

Diabetes _____

Alergias _____

Asma _____

Adicciones _____

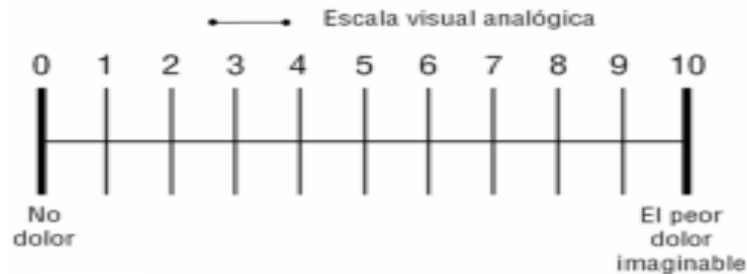
Problemas psicológicos o psiquiatra _____

Enfermedad Ortopédica o traumáticas _____

Otras _____

5. SIGNOS VITALES

FC: _____ Masa: _____ Talla: _____ Cintura: _____ IMC: _____



EXPLORACION FISICA

Inspección (arco de movilidad, fuerza, sensibilidad y reflejos):

Palpación:

6. VALORACIÓN POSTURAL

Izquierda		Derecha
	Cabeza	
	Cuello	
	Hombros	
	Columna	
	Pelvis	
	Rodillas	
	Tobillos	

Anterior		Posterior
	Cabeza	
	Cuello	
	Hombros	
	Columna	
	Pelvis	
	Rodillas	
	Tobillos	
	Pies	

7. VALORACIÓN DE MARCHA

8. PRUEBAS ESPECIFICAS Y DIFERENCIALES

Pruebas de lumbalgia inespecifica	+ ó -	Pruebas Diferenciales	+ ó -

9. IMAGENOLOGIA (RX, TAC, RMN, US)

10. DIAGNÓSTICO FISIOTERAPÉUTICO FUNCIONAL

11. OBSERVACIONES

REALIZÓ: _____

Anexo 3: Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry

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

1. Intensidad de dolor

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

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

- Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor
- Me las puedo arreglar solo pero esto me aumenta el dolor
- Lavarme, vestirme, etc., me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado
- Necesito alguna ayuda pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo
- Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas
- No puedo vestirme, me cuesta lavarme, y suelo quedarme en la cama

3. Levantar peso

- Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor
- Puedo levantar objetos pesados pero me aumenta el dolor
- El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ej. en una mesa)
- El dolor me impide levantar objetos pesados, pero sí puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo
- Sólo puedo levantar objetos muy ligeros
- No puedo levantar ni elevar ningún objeto

4. Andar

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

5. Estar sentado

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

6. Estar de pie

- Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor
- Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera pero me aumenta el dolor
- El dolor me impide estar de pie más de una hora
- El dolor me impide estar de pie más de media hora
- El dolor me impide estar de pie más de diez minutos
- El dolor me impide estar de pie

7. Dormir

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

8. Actividad sexual

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

9. Vida social

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

10. Viajar

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