Ajuste dinámico del soporte lumbar y la inclinación del asiento de una silla de conducción, en la presión intradiscal de la espalda baja.

Luis Alfonso Ortiz Pinto

Trabajo de Grado para Optar al Título de Magíster en Ingeniería Industrial.

Directora
María Fernanda Maradei García
PhD

Grupo de investigación:
Ergonomía, Producto y Significado (GEPS)

Universidad Industrial de Santander
Facultad de Ingeniería Físico Mecánicas
Escuela de Estudios Industriales y Empresariales
Maestría en Ingeniería Industrial
Bucaramanga
2022

Tabla de Contenido

Introducción. 9
1. Revisión de Literatura 11
1.1. Posición Sedente en Conductores y Dolor Lumbar 12
1.2. Cargas Intradiscales 14
1.2.1. Medición de las Cargas Intradiscales 15
1.2.2. Variación de las Cargas Intradiscales 18
1.3. Curvatura y Soporte Lumbar 19
1.4. Variación de la Inclinación del Asiento 21
2. Planteamiento y Justificación del Problema. 22
3. Objetivos e Hipótesis 27
3.1. Objetivo General 27
3.2. Objetivos Específicos. 27
3.3 Hipótesis 27
4. Metodología. 28
4.1. Identificación de Parámetros Ergonómicos de la Postura de Conducción por medio de Revisión de Literatura. 28
4.1.1. Ángulos Óptimos en la Postura de Conducción 28
4.1.2. Lordosis Lumbar en Posición Sedente. 29
4.1.3. Rotación de la Pelvis 30
4.1.4. Inclinación del Respaldo 31
4.1.5. Inclinación del Asiento 32
4.1.6. Soporte Lumbar 32
4.1.7. Zonas de Presión entre el Cuerpo Humano y el Asiento. 33
4.1.8. Dimensiones del Asiento de Conducción: 35
4.2. Sistema de Modelado OpenSim 35

4.3. Modelo Musculoesquelético. 37
4.4. Modelo de Asiento de Conducción. 39
4.5. Desarrollo de la Posición de Conducción. 40
4.6. Ángulos Espinales. 41
4.7. Rotación de la Pelvis. 41
4.8. Ángulo de Rotación de la Pelvis con el Sacro 42
4.9. Desarrollo del Código en OpenSim. 43
4.10. Diseño del Estudio. 51
4.10.1. Definición de Variables 51
4.10.2. Variables Independientes y Niveles 51
4.10.3. Variable Dependiente. 52
4.11. Descripción del Estudio por Simulación 52
4.11.1. Variaciones de Posición 53
4.11.2. Etapas de Simulación 54
4.11.3. Modelo de Movimiento Continuo 55
5. Resultados 56
5.1. Análisis de Datos. 56
5.2. Análisis de los Modelos Musculoesqueléticos 62
6. Discusión de los Resultados 63
7. Conclusiones 69
Referencias Bibliográficas. 71
Apéndices 85

Lista de Figuras

Figura 1. *Artículos seleccionados en la revisión de literatura* 12
Figura 2. *Ángulos de inclinación de la silla de conducción.* 28
Figura 3. *Ángulo lumbar y ángulo sacro-horizontal.* 30
Figura 4. *Cambios en la inclinación de la pelvis de pie y sentado.* 31
Figura 5. *Inclinación del espaldar, rotación pélvica y soporte lumbar.* 32
Figura 6. *Puntos de contacto interfaz cuerpo- silla.* 34
Figura 7. *Puntos de apoyo para la interfaz modelo-asiento.* 34
Figura 8. *Interfaz gráfica de usuario IGU, OpenSim* 36
Figura 9. *Diagrama de funcionamiento y herramientas del programa OpenSim* 37
Figura 10. *Modelo de columna lumbar de cuerpo completo (FBLS).* 39
Figura 11. *Modelo 3d de silla de conducción* 40
Figura 12. *Modelo musculoesquelético en el entorno virtual de OpenSim* 41
Figura 13. *Sistemas de coordenadas para los segmentos óseos.* 42
Figura 14. *Eje de rotación del sacro.* 43
Figura 15. *Conjunto de elementos del código (cuerpo, restricciones, fuerzas y geometrías de contacto)* 43
Figura 16. *Relación entre padre e hijo para los sistemas de coordenadas* 44
Figura 17. *Inserción y ubicación del soporte lumbar, (figura de color azul oscuro).* 49
Figura 18. *Ubicación de esferas como puntos de transferencia de fuerzas de contacto.* 50
Figura 19. *Representación de las fuerzas y elementos musculo tendinosos.* 50
Figura 20. *Identificación de factores y niveles de los factores.* 53
Figura 21. *Etapas de simulación* 54
Figura 22. *Gráficas de regresión tipo Spline. Inclinación asiento vs flexo-extensión lumbar* 55
Figura 23. *Gráfico de prueba de Normalidad de datos de PID L4-L5, Minitab 19* 56
Figura 24. *Gráfica de presión intradiscal L4-l5 vs Inclinación del asiento* 59
Figura 25. *Gráfica de presión intradiscal L4-L5 vs Prominencia del soporte lumbar* 60
Figura 26. *Gráfico de prueba de Normalidad de datos de PID L4-L5* 61
Figura 27. *Gráfica de presión intradiscal L4-L5 vs Ubicación del soporte lumbar* 62
Figura 28. *PID L4-L5 con medición en vivo para postura sedente.* 64
Figura 29. *PID L4-L5 Modelos biomecánicos en postura sedente* 64
Figura 30. *PID L4-L5 modelos biomecánicos postura de pie con incremento del 40%* 66
Figura 31. *Variaciones en la inclinación del asiento, la prominencia del soporte lumbar y ubicación del soporte para conseguir las menores PID L4-L5 con un espaldar a 110°* 70

Lista de Tablas

Tabla 1. *Términos de búsqueda y tesauros* 11
Tabla 2. *Ángulos óptimos en la posición de conducción* 29
Tabla 3. *Dimensiones recomendadas para un asiento de conducción* 35
Tabla 4. *Parámetros de las fuerzas de contacto* 49
Tabla 5. *Valores estadísticos variable PID L4-L5* 57
Tabla 6. *Resultado ANOVA de dos factores sin replicas, con prueba de no aditividad o interacción entre factores* 58
Tabla 7. *Prueba Tukey post-hoc con agrupación para la variable Inclinación* 58
Tabla 8. *Prueba Tukey post-hoc con agrupación para la variable Prominencia* 58
Tabla 9. *Test de Friedman para los datos de PID L4-L5, con los factores de Ubicación del soporte lumbar e Inclinación del asiento* 61
Tabla 10. *Pruebas exactas de rangos con signo de Wilcoxon por parejas – Ubicación soporte lumbar* 61
Tabla 11. *Variación de las coordenadas del modelo al cambiar la ubicación del soporte lumbar.* 63

Lista de Apéndices

Apéndice A. Código del modelo muscular. 85
Apéndice B. Mapa morfológico del modelo. 85
Apéndice C. Modelo de movimiento y video. 86
Apéndice D. Tablas de la configuración para variar las posiciones. Ejemplo cambio de soporte lumbar. 86
Apéndice E Graficas de fuerzas intradiscal. Estabilización final del modelo. Ejemplo para la respuesta de fuerza intradiscal para un soporte de 30 mm con una inclinación de +8° 87
Apéndice F Tablas datos de PID L4-L5. Inclinación del asiento vs Prominencia del soporte Lumbar. ... 88
Apéndice G Tablas de datos de PID L4-L5 (Mpa). Inclinación del asiento vs Ubicación del soporte Lumbar 89

Resumen

Título: Ajuste dinámico del soporte lumbar y la inclinación del asiento de una silla de conducción, en la presión intradiscal de la espalda baja. *

Autor: Luis Alfonso Ortiz Pinto **

Palabras clave: silla de conducción, prominencia de soporte lumbar, ubicación de soporte lumbar, inclinación del asiento, presión intradiscal, modelo biomecánico OpenSim.

Descripción

La presión intradiscal en la zona lumbar en posición sedente se ha relacionado con el dolor lumbar. La configuración de un asiento de conducción debe permitir la reducción de la presión intradiscal. La intención de este estudio es evaluar el efecto que tiene el ajuste dinámico del soporte lumbar y de la inclinación del asiento de una silla de conducción, en la presión intradiscal de la espalda baja, para determinar menores cargas articulares por medio de la elaboración de un modelo biomecánico en el programa OpenSim para una postura de conducción según los parámetros ergonómicos de la literatura. Se configuraron las variables como factores y sus niveles de la siguiente forma: la inclinación del asiento se hizo variar desde -10° a +10° con respecto a la horizontal 0°, la prominencia del soporte lumbar se modificó entre 10 mm y 50 mm y para la ubicación del soporte lumbar se usó la alineación en L2-L3, L3 Y L3-L4, la variable respuesta fue la presión intradiscal en L4-L5. Los resultados obtenidos mostraron que una variación del soporte lumbar entre 30 y 50 mm y la inclinación del asiento entre -4 y +4 ubicando el soporte lumbar que coincida con las vértebras L3 ó L3-L2, tiene un efecto significativo en la reducción de la presión intradiscal en L4-L5 con los valores más bajos, que se asocian con la reducción del dolor lumbar.

---

*Trabajo de grado de Maestría

**Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela de Estudios Industriales y Empresariales. Directora: María Fernanda Maradei García, PhD. Ingeniería, línea Ergonomía.

Abstract

Title: Dynamic adjustment of lumbar support and seat tilt of a driving chair on intradiscal pressure in the low back. *

Author: Luis Alfonso Ortiz Pinto **

Keywords: driving chair, lumbar support prominence, lumbar support location, seat tilt, intradiscal pressure, OpenSim biomechanical model.

Description

Intradiscal pressure in the low back in a seated position has been linked to low back pain. The configuration of a driving seat should allow for the reduction of intradiscal pressure. The intention of this study is to evaluate the effect of dynamic adjustment of the lumbar support and seat tilt of a driving chair on intradiscal pressure in the low back to determine lower joint loads by developing a biomechanical model in the OpenSim program for a driving posture according to ergonomic parameters in the literature. The variables were configured as factors and their levels as follows: the seat inclination was made to vary from -10° to +10° with respect to the horizontal 0°, the prominence of the lumbar support was modified between 10 mm and 50 mm and for the location of the lumbar support the alignment at L2-L3, L3 and L3-L4 was used, the response variable was the intradiscal pressure at L4-L5. The results obtained showed that a variation of the lumbar support between 30 and 50 mm and the seat inclination between -4 and +4 placing the lumbar support coinciding with the L3 or L2-L3 vertebrae, has a significant effect on the reduction of the intradiscal pressure in L4-L5 with the lowest values, which are associated with the reduction of lumbar pain.

---

*Master's degree thesis.

**Faculty of Physical and Mechanical Engineering. School of Industrial and Business Studies.
Director: María Fernanda Maradei García, PhD. Engineering, Ergonomics line.

Introducción.

La posición sedente ha sido considerada por muchos autores como una de las actividades que pueden desencadenar dolor lumbar (DL), y es considerada una enfermedad que afecta gran parte de la población mundial. En la actualidad las características de las tareas en las actividades laborales demandan posiciones sedentes prolongadas, como el caso de la actividad de conducción. Los datos de prevalencia de dolor muestran que prácticamente los conductores laboran en presencia de dolor lumbar, llegando hasta un 72% en el transcurso de un año.

Así, se ha identificado una relación entre la carga intradiscal mantenida y el dolor lumbar, ya que se presentan tensiones en los ligamentos de la espalda baja, y para la nutrición normal de los discos intervertebrales se requiere de variaciones de presión. Por lo tanto, se estima que una variación controlada de la carga puede tener un resultado positivo en la liberación de tensiones.

Se sabe que las cargas se incrementan en los discos lumbares cuando se pierde la curvatura lumbar debido a la posición sedente, también, que conservar de forma pasiva la curvatura contribuye a la disminución de la percepción de dolor lumbar en los conductores. Sin embargo, los soportes lumbares de los asientos mantienen en postura forzada las vértebras, generando presiones inadecuadas en la región lumbo-sacra. Por otro lado, el movimiento de la pelvis influye en el movimiento de la columna lumbar y ayuda a liberar dicha presión y a generar un movimiento en conjunto por ser la base de la columna lumbar.

En consecuencia, se estima que un movimiento dinámico y sincronizado entre el soporte lumbar y el movimiento pélvico por medio de la inclinación del asiento, podría disminuir las cargas internas y al mismo tiempo, favorecer la nutrición de los discos intervertebrales.

Por tanto, este estudio tiene el propósito de evaluar el efecto que tiene el ajuste dinámico del soporte lumbar y de la inclinación del asiento de una silla de conducción, en la presión intradiscal de la espalda baja, para determinar posturas de conducción con menor carga articular. Esto a su vez, contribuiría al aporte de evidencias que permitan mitigar los problemas musculo-esqueléticos de la espalda baja y, por ende, aportar al desarrollo y mejoramiento de los sistemas de las sillas de conducción.

Por consiguiente, en este documento se presenta el reporte de las actividades desarrolladas del trabajo de investigación. Primero, se contempla la revisión de literatura y sus temas principales como fundamento para la conceptualización y desarrollo del tema de investigación. Después, se presenta la revisión de literatura enfocada a temas específicos para la determinación de aspectos y parámetros ergonómicos que permitan desarrollar un modelo biomecánico de simulación musculoesquelético en un entorno de conducción. Luego, se describe el desarrollo del modelo biomecánico en el programa computacional, integrando elementos 3D de una silla de conducción y, por último, la obtención de los datos de las cargas intradiscales en L4-L5 con su respectivo análisis de datos.

1 Revisión de Literatura

Se seleccionaron 3 bases de datos, Science Direct, PubMed y Ebsco Host por contar con amplia información científica publicada por Elsevier y datos del ámbito médico. Se usó una ventana de tiempo de los últimos 10 años, empleando ecuaciones de búsqueda con los términos identificados para el tema de la investigación y sus respectivos tesauros (Tabla 1). Posteriormente se aplicaron criterios de exclusión: artículos con posturas diferentes a la posición sedente o de pie, actividades diferentes a la de conducción u oficina, procesos quirúrgicos y deformidades de la columna. Y con criterios que incluyen artículos en inglés y español, también de individuos con o sin dolor lumbar. Por último, se seleccionaron los más relevantes y los encontrados por bola de nieve (Figura 1), cuya información se organizó por temas como se presenta en las siguientes secciones.

Tabla 1

Términos de búsqueda y tesauros

				AND					
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
	"Lumbar support"	**Dynamic**	**“Car seat”**	**“Intradiscal load”**	**"low back pain"**	**driver**	**"lumbar curvature"**	**inclination**	**pelvis**
	"lumbar backing"	Dynamics	"automobile seat"	"intradiscal pressure"	"back pain lower"	motorist	"lumbar lordosis"	tilt	
	"lumbar rest"	Stretching	"driver seat"	"intradiscal forces"	"lower back pain"	operator			
	"lumbar assistance"	progressive	"vehicle seat"	"spinal load*"	"lumbago"	chauffeur			
OR	"lumbar aid"	changing	"automobile chair"	"intervertebral load*"	"lumbar pain"				
	"lumbar device"	active	"driver chair"	"intervertebral pressure"					
	"lumbar pillow"	controlling	"vehicle chair"	"intervertebral forces"					
	"lumbar chair"	moving	"car chair"						
		modifying	"seat pan"						

Figura 1

Artículos seleccionados en la revisión de literatura

1.1 Posición Sedente en Conductores y Dolor Lumbar

Durante la actividad de conducción, las restricciones físicas del puesto, el tiempo en postura sedente y el estado de alerta constante con altas demanda visuales generan una postura del cuerpo rígida y prolongada (Villanueva et al. , 1996). Esta postura está entre las principales causas de incomodidad presentada durante la conducción de automóviles (Rhimi, 2017) y posibilitan la generación e incremento de las dolencias en la zona lumbar (Lis et al. , 2007).

La posición sedente ha sido identificada como uno de los principales factores de riesgo para desarrollar dolor lumbar (DL), donde la posición del cuerpo afecta a la magnitud de las cargas en la columna lumbar, y dicha magnitud aumenta notablemente en comparación con estar de pie en posición vertical (Nachemson, 1975). Algunos estudios de laboratorio posteriores apoyan este hallazgo (Sato et al. , 1999), otros han encontrado resultados diferentes donde las magnitudes se reducen debido a la posición del cuerpo al sentarse encorvado y recostado contra el espaldar así como al uso de apoyabrazos. (H.-J. Wilke, et al. , 2001).

De forma similar, la posición sedente prolongada, definida como estar sentado durante más de la mitad de un día de trabajo se ha asociado con un mayor riesgo de dolor lumbar, sin embargo, este riesgo aumenta después de combinarse con factores de exposición como las vibraciones trasmitidas al cuerpo y las posturas incómodas. Para el caso de la ocupación de conducción de vehículos, estas variables llevan a un riesgo significativamente mayor (Lis et al., 2007).

Además de los factores ergonómicos y condiciones del trabajo, los factores psicosociales también son una causa importante en el desarrollo de dolor lumbar principalmente en conductores profesionales (Kresal et al. , 2017) y en conductores de taxis urbanos (J.-C. Chen, 2005). El dolor de espalda baja es la principal causa de ausentismo en conductores profesionales de transporte público con experiencia de 14 años en promedio, donde uno de los factores predominante identificados es la postura sedente prolongada (Kresal et al. , 2015).

En la revisión sobre dolor lumbar no específico en América Latina desarrollada por Garcia et al., (2014), desde el 2002 al 2012, los valores más altos de la prevalencia de dolor lumbar fue estimada alrededor de un 11.3% y un 31.3%. Uno de los riesgos reportados por los autores son las largas jornadas de trabajo donde el trabajador está en posición sedente. Otros estudios muestran que en la población de conductores la prevalencia de dolor de dos semanas es de 20,5% (Miyamoto et al., 2008), de un mes de 50,3% (Miyamoto et al., 2000) y la anual encontrada es del 72% (Lis et al., 2007). Por tanto, el dolor lumbar es una constante en esta población.

1.2 Cargas Intradiscales

Si la actividad se realiza en una postura sedente, hay diferentes factores que podrían aumentar el riesgo de DL. Primero, disminuyendo la curvatura lumbar y aumentando la compresión intradiscal, la presión sobre la tuberosidad isquiática y el tejido blando es alta (Maradei et al., 2015). Segundo, la postura sedente afecta la activación de los músculos paraespinales necesarios para la estabilidad de la columna lumbar (Sullivan et al., 2014).

Haciendo un enfoque en la carga intradiscal al sentarse, como uno de los factores más relevantes para el riesgo de DL, en una comparación directa entre la posición de estar de pie de forma vertical y la posición sedente sin apoyo de espalda. En esta última, se evidenció por medio de un estudio in vivo de tipo invasivo un incremento del 40% (Nachemson, 1975). Siguiendo con este tipo de estudios in vivo, (H. J. Wilke et al., 1999) al comparar la posición de estar de pie con la posición sedente relajada con espaldar y apoya brazos, se observa una reducción en los valores de la carga intradiscal. Cuando se está sentado relajado sin apoyos, la carga intradiscal no varía significativamente, pero si se mantiene esta posición conscientemente erguida, los valores de la carga aumenta en un 20%. Posteriormente, Sato et al., (1999), complementa los estudios de medición de presión intradiscal in vivo, por medio de un avanzado sensor de presión de inserción en conjunto con la medición simultánea de los ángulos generados en el segmento vertebral en diferentes posiciones, mostrando una presión intradiscal más alta en la posición sedente erguida en comparación con la posición de pie vertical, ratificando los estudios previos realizados por Nachemson, (1975).

En estudios posteriores, Dreischarf et al., (2010) midieron un promedio de 40% más de carga en una postura sedente con las manos sobre los muslos que en postura de pie, por medio de un reemplazo de cuerpo vertebral. La posición de los brazos influye notablemente en la carga

espinal, colocar los brazos en las piernas mientras se está sentado disminuye un 19% la carga en comparación con dejarlos colgando a los costados. La cifosis (curvatura) torácica también representa un factor determinante en la carga, los individuos con mayor cifosis torácica presentaran mayor carga espinal que aquellos con cifosis menores.

1.2.1 Medición de las Cargas Intradiscales

Los estudios de la sección anterior fueron los pioneros en emplear métodos in vivo de medición de presión intradiscal (PID). Estos fueron realizados, por medio de la inserción de una aguja con una membrana plástica sensible a la presión en su punta, en los discos lumbares de los voluntarios (Nachemson, 1975). En sus estudios Dreischarf et al., (2010) utiliza un remplazo de cuerpo vertebral o VBR modificado para alojar sensores de carga, una unidad de telemetría y una fuente de alimentación, implantado en 5 pacientes de fractura de vertebra por compresión. El procedimiento invasivo, la complejidad y el número limitado de sujetos disponibles han fomentado el desarrollo y la aplicación de mediciones no intrusivas y modelos computacionales para estimar las cargas espinales (Dreischarf et al., 2016).

Dentro de los métodos no invasivos se encuentran estudios con resonancia magnética (RM) para medir el contenido de agua del núcleo pulposo, con posturas cambiantes en hombres sanos sin antecedentes de dolor lumbar. Se obtuvieron imágenes de los niveles intradiscales sacro-lumbares en posición recostado boca arriba, sentado y de pie, mostrando una pérdida de agua en las posturas sentado y de pie en comparación con la postura recostado. Los resultados de este estudio son acordes a los resultados encontrados con otras mediciones en el disco intervertebral de forma invasiva (Nazari et al., 2015). Otros procedimientos son los denominados in vitro donde se emplean columnas cadavéricas para realizar los estudios como el desarrollado

por Lee et al., (2013), donde la presión intradiscal (PID) se midió en los niveles de discos intervertebrales lumbares, por medio de la inserción de un transductor de presión en el centro de cada espacio discal. La PID se registró solo para la extensión y flexión porque es la mayor magnitud de movimiento y causa el mayor cambio en la presión interna del disco.

De esta forma, la evolución y crecimiento de la potencia computacional, dispositivos de imágenes, videocámaras, sensores de fuerza y aceleración y los modelos computacionales se han convertido en herramientas poderosas y confiables para evaluar no solo las cargas espinales en diferentes niveles y direcciones, sino también las fuerzas en los músculos individuales con aplicaciones en ergonomía, medicina deportiva y rehabilitación (Dreischarf et al., 2016). Es así, como se han desarrollado programas computacionales como por ejemplo el software comercial AnyBody Modeling System (AMS), el cual permite la simulación dinámica, capaz de analizar el sistema musculoesquelético de humanos (Damsgaard et al., 2006) también existe el programa OpenSim de código abierto de la Universidad de Stanford, para el modelado y simulación musculoesquelética, el cual basado en articulaciones, fuerzas musculares, tendones, contactos y controladores, realiza análisis basados en la física como cinemáticas inversas y análisis dinámicos.

También se encontró, un modelo musculoesquelético AnyBody de columna lumbar de tipo genérico para desarrollo colaborativo, presentado por de Zee et al. , (2007). Con base en el estudio anterior se han desarrollado modelos más complejos donde se analiza la columna torácico-lumbar para la predicción de cargas dinámicas (Ignasiak et al., 2016), y se ha investigado la cinemática articular y las fuerzas en los discos intervertebrales (Arshad et al., 2017). Por su parte y de forma similar con OpenSim se ha desarrollado un modelo musculoesquelético para la columna lumbar con la capacidad de predecir las reacciones

articulares, las fuerzas musculares y los patrones de activación muscular. (Christophy et al., 2012) el cual ha servido de base para otros modelos más complejos (Actis et al., 2018) (Raabe & Chaudhari, 2016)

Para validar la idoneidad de los modelos desarrollados en AnyBody u OpenSim para el cálculo de las cargas de la columna lumbar, se analizaron las cargas durante tareas diseñadas para replicar las condiciones durante las cuales se midió la presión intradiscal in vivo (H.-J. Wilke et al., 2001), (A. Nachemson, 1966)(Sato et al., 1999) arrojando resultados positivos y demostrando la capacidad de estos modelos. (Bassani et al., 2017).

En esta misma dirección de los modelos computacionales, Azari et al., (2017) desarrolla un modelo musculoesquelético del tronco donde se estiman las fuerzas musculares y cargas de la gravedad en diferentes actividades estáticas. Posteriormente aplica un modelo de elementos finitos (EF) de los segmentos lumbares para estimar cargas articulares bajo condiciones de carga in vivo. Encontrando estrechas coincidencias entre las condiciones de carga in vivo simuladas y las presiones del modelo EF pasivo.

En otros estudios por modelo de elementos finitos (EF), se emplean las estructuras pasivas y activas impulsadas por la cinemática musculoesquelética, utilizando datos de imágenes y principios biomecánicos para ajustar geometrías musculares y articulares (Ghezelbash et al., 2016). De forma similar, (Wagnac et al., 2012) desarrollan un modelo de elementos finitos bio-realista de la columna lumbar utilizando una representación geométrica de componentes espinales y un comportamiento de materiales que incluyen la tensión, fractura ósea y falla ligamentosa; el modelo se validó con los datos experimentales y se utilizó para comparar los sitios de iniciación de las lesiones espinales bajo compresión.

1.2.2 Variación de las Cargas Intradiscales

Al variar los ángulos de los cuerpos vertebrales durante la posición sentada, se obtiene como resultado que la carga de los discos intervertebrales cambia; se supone que esto estimula el metabolismo de los discos intervertebrales, incluso pequeños cambios en la posición provocan un cambio en la carga del disco. Los cambios posicionales desde una posición sentada recta inclinada o inclinada hacia delante pueden, por lo tanto, tener un efecto positivo en los procesos de nutrición biológica de la columna vertebral (Baumgartner et al., 2012). El movimiento durante la postura sedente puede ser necesario para promover la nutrición de los discos a través del intercambio de fluidos, aliviar las concentraciones de estrés potencialmente dañinas, variar la actividad muscular y ayudar a la circulación sanguínea hacia y desde los músculos (Dunk & Callaghan, 2010).

De forma similar, si se realizan ajustes en la rotación de la pelvis independientemente del tronco, podrían tener una influencia directa en la columna lumbar debido a que la pelvis forma la base de la curvatura lumbar, lo que posteriormente podría favorecer la perfusión de los discos intervertebrales y podría ser una intervención aplicable para controlar la carga en la espalda baja en la posición estática prolongada (van Geffen et al., 2010). Un modelo desarrollado por van Deursen et al., (2000) de manera similar, muestra que una rotación axial pequeña de la pelvis resulta en un cambio significativo de carga en los discos, mejorando el intercambio de fluidos en el disco intervertebral, que es necesario para la nutrición de la estructura avascular más grande del cuerpo humano. Pynt et al., (2001) concluyen que ninguna postura es correcta, y el movimiento es esencial para facilitar la nutrición y aliviar la fatiga muscular.

La nutrición insuficiente para el disco intervertebral es uno de los principales factores identificados por Dunk & Callaghan, (2010), que contribuyen a la presencia de dolor lumbar en

posición sedente. Por tanto, la variación en la presión intradiscal juega un papel importante promoviendo el flujo para la nutrición de los discos intervertebrales (Sato et al., 1999), principalmente el del núcleo pulposo, (Adam y Hutton, 1988 en Harrison et al., 1999)

1.3 Curvatura y Soporte Lumbar

Cuando se adopta una postura sedente, la curva lumbar se aplana, la altura posterior del disco intervertebral aumenta, las facetas se desenganchan y el movimiento se vuelve significativamente más flexible en la dirección anteroposterior, y la presión del disco intervertebral aumenta (Wilder et al., 1988 en Viswanathan et al., 2006). En comparación con la postura de pie, sentarse disminuye la lordosis lumbar, aumenta la actividad muscular de la parte baja de la espalda, aumenta la presión del disco y la presión sobre el isquion, que están asociados con el dolor lumbar ocupacional. Un dispositivo de soporte lumbar que reduzca la carga espinal y las actividades musculares de la parte baja de la espalda puede ayudar a aumentar la comodidad para sentarse y reducir el riesgo de dolor lumbar (Makhsous et al., 2009), también se ha demostrado que el uso de un soporte lumbar preserva el grado de lordosis lumbar, para disminuir las actividades electromiográficas de los músculos de la espalda relacionado con una menor presión intradiscal (J. C. Chen et al., 2005).

En este sentido, Akerblom,1948 citado en Kolich & Company (2009), recomienda que se coloque un soporte firme en la parte inferior del respaldo del asiento (en la parte superior o inferior de la pelvis), a la altura de la cuarta o quinta vértebra lumbar, para evitar que la columna lumbar se flexione excesivamente; también recomienda un espacio abierto por debajo del soporte lumbar para permitir que la pelvis se desplace hacia adelante y hacia atrás.

En un estudio estadístico se demostró que la cantidad de prominencia o abultamiento de un soporte lumbar afecta significativamente la incomodidad inicial de la sesión, pero los factores de altura y ancho no fueron significativos, y no se encontró correlación entre estos factores. También se determinó que la antropometría de los individuos puede influir en la medición de la presión lumbar, cuando el individuo es de menor estatura estos prefieren menor prominencia y una posición más baja del soporte (Kim et al., 2012). De igual forma, se han desarrollado estudios con un modelo de elementos finitos de todo el cuerpo humano-asiento donde se ha considerado en detalle la estructura anatómica y la propiedad del material de la columna lumbar y la interacción de contacto entre el cuerpo y el asiento, se analiza el efecto de diferentes tamaños de soporte lumbar en la comodidad del asiento, mostrando que el soporte lumbar óptimo tiene un espesor cerca de los 10 mm, lo que produce una menor presión de contacto en la espalda y una menor tensión en los discos intervertebrales de la columna lumbar. (Guo et al., 2016)

El uso de una almohada de soporte lumbar que genera espacio para el bulto pélvico posterior disminuyó significativamente el aplanamiento lumbar durante un estudio en individuos sanos y pacientes con dolor lumbar. Además, una medida objetiva de la comodidad se mejoró con la almohada (Grondin et al., 2013). Estudios de medidas radiográficas han proporcionado información sobre el efecto de sentarse en un asiento de automóvil con diferentes cantidades de soporte lumbar, los hallazgos respaldan que un soporte lumbar fue capaz de afectar la postura de la columna lumbar, especialmente en los segmentos lumbares superiores, por lo tanto, el cambio hacia una mayor extensión de la columna lumbar impartida por el soporte crea un escenario más saludable para la zona lumbar. Sin embargo, debido a la incapacidad del soporte para afectar la postura pélvica, se debe cuestionar el potencial de aumento de las tensiones en la unión

lumbosacra cuando dicho soporte se usa estáticamente durante periodos de tiempo prolongados (De Carvalho & Callaghan, 2012).

Por último, para lograr la variación de la curvatura lumbar se han identificado estudios que presentan dispositivos de soporte lumbar con movimiento variable bajo el término de movimiento pasivo continuo, (CPM) que consta de un soporte inflable y se realiza la comparación con un soporte fijo durante una sesión prolongada. Los resultados no arrojaron una diferencia significativa entre los dos soportes con relación a la percepción de dolor lumbar, pero si se encontró una reducción en el entumecimiento de las nalgas (Aota et al., 2007). De forma similar, el estudio adelantado en operadores de maquinaria pesada donde se intervino el asiento con un dispositivo de soporte lumbar de inflado y desinflado cíclico para reducir el malestar de la parte baja de la espalda, mostró que el uso del sistema puede reducir la tasa de desarrollo de dichas molestias (Viswanathan et al., 2006). En los anteriores estudios, el objetivo se basó principalmente en determinar la percepción de incomodidad por medio de auto-reporte, sugiriendo que dicho soporte reduce la incomodidad debido a que favorece la nutrición intradiscal.

1.4 Variación de la Inclinación del Asiento.

La inclinación del asiento ha sido el enfoque de algunos autores para analizar la influencia que tiene la variación angular en la incomodidad y la percepción de dolor lumbar. Es así como Van Geffen et al., (2008) desarrollan una silla de simulación de movimientos cuasi estáticos con sensores integrados de fuerza axial que permite ajustes de la inclinación del asiento, la rotación de la pelvis y la reclinación de la silla, encontrando que la rotación de pelvis es efectiva para regular la presión en el asiento y la carga en la zona sacra, y de forma similar la

inclinación del asiento es efectiva para regular la presión en los glúteos. En otro estudio se realiza una variación angular de 5° del asiento hacia arriba y hacia abajo desde el plano horizontal de forma periódica y lenta, encontrando evidencias que concluyen que la percepción de incomodidad asociada al dolor lumbar se reduce debido a la variación de la inclinación del asiento en comparación con un asiento estático (Maradei et al., 2017).

Por último, se encuentra el desarrollado de un modelo biomecánico basado en diagramas de cuerpo libre, el cual permite estimar las presiones intradiscales sin realizar experimentaciones de tipo invasivo por medio de datos de presión y área de contacto entre el individuo y el asiento. Es así, que si se realiza una variación en la inclinación del asiento y aplicando ecuaciones matemáticas del modelo se puede analizar su efecto en la presión intradiscal (Maradei et al., 2016).

2 Planteamiento y Justificación del Problema.

La actividad de conducción se ha identificado como una de las actividades que demanda tiempos extensos donde el operario adopta una postura mantenida y prolongada posibilitando la aparición e incremento de problemas musculoesqueléticos como el dolor de la zona lumbar (DL) (Lis et al., 2007). Además, también se ha considerado esta postura como una de las principales casusas de incomodidad (Rhimi, 2017). La prevalencia de dolor lumbar descrita como la proporción de personas en una población que han presentado en un momento determinado dicha patología, es considerablemente alta en conductores, reportándose porcentajes desde un 20.5% en dos semanas (Miyamoto et al., 2008) hasta un 72% en un año (Lis et al., 2007).

En este sentido, se ha reconocido el DL como una enfermedad de salud pública de primera línea en países industrializados, en los Estados Unidos aproximadamente el 90% de los

adultos han experimentado dolor lumbar una vez en su vida y el 50% de las personas que trabajan ha presentado un episodio de dolor lumbar cada año. En el caso de Colombia, el dolor lumbar catalogado como un desorden musculo esquelético (DME) es una de las principales causas de morbilidad profesional en el régimen contributivo del Sistema General de Seguridad Social en Salud (SGSSS) (Betancourt, 2010). En los conductores profesionales de autobuses urbanos, el DL se ha determinado como el desorden ocupacional más común, afectando el desempeño de la actividad y generando un impacto significativo en el ausentismo laboral (Kresal et al., 2015). Por ejemplo, en Noruega el retorno laboral de trabajadores en general con DL después de un mes, es del 35%, después de tres meses el 76% y después de seis meses el 85%, el 42% que están de baja por esta enfermedad después de seis meses no retornan a sus trabajos. El comportamiento del ausentismo laboral en los 6 primeros meses se asemeja al presentado en países como Estados Unidos y Gran Bretaña.(Hagen & Thune, 1998).

Durante la actividad en postura sedente se ha identificado que existen varios factores que podrían aumentar el riesgo de DL dentro de los cuales se resalta el aumento de presión intradiscal (Maradei et al., 2015), la cual se incrementa hasta un 40% en comparación con estar de pie de forma erguida (Nachemson, 1975). Un segundo factor importante es la reducción de la curvatura lumbar, donde la altura anterior del disco intervertebral se reduce y en consecuencia se incrementan la presión intradiscal y la actividad muscular de la espalda de la zona baja se incrementa para estabilizar la columna (Wilder et al., 1988 en Viswanathan et al., 2006).

Ahora bien, para reducir la presencia de dolor lumbar durante la posición sedente, se considera que la variación de la carga intradiscal, (Sato et al., 1999), la variación de la curvatura lumbar generada por las vértebras espinales (Baumgartner et al., 2012) y el movimiento lumbo-pélvico son fundamentales para contribuir al transporte de fluidos permitiendo la nutrición de los

discos intervertebrales y reduciendo las concentraciones de cargas potencialmente dañinas (Dunk & Callaghan, 2010). Cabe resaltar que ninguna postura estática es correcta, y el movimiento es esencial para facilitar la nutrición y aliviar la fatiga muscular como lo concluye. Pynt et al., (2001).

De esta forma para permitir y generar variación de la curvatura lumbar se han desarrollado soportes lumbares de movimiento pasivo continuo, (CPM) (Aota et al., 2007; Viswanathan et al., 2006), o soportes lumbares activos (ALS) (Donnelly et al., 2009) por medio de los cuales se sugiere que se reduce la percepción de incomodidad, sin mediciones de presiones intradiscales. Sin embargo, debido a la incapacidad del soporte lumbar para afectar la postura pélvica, se debe cuestionar el potencial aumento de las tensiones en la unión lumbosacra (De Carvalho & Callaghan, 2012). Es decir que al implementar un soporte se conserva una curvatura lumbar de tipo forzada en comparación con una curvatura lumbo pélvica natural característica de la postura de pie (Marani & Koch, 2014).

Por otro lado, la inclinación del asiento y la rotación de la pelvis influyen en el comportamiento mecánico de la región lumbo-sacra asociadas con las cargas y los trastornos de la espalda baja (Van Geffen et al., 2008; van Geffen et al., 2010). Una variación lenta en la inclinación del asiento de forma periódica se ha evidenciado que reduce la percepción de incomodidad debido al dolor de la zona lumbar (Maradei et al., 2017). Es de considerarse también que según modelos biomecánicos la variación angular del asiento al conservar la inclinación del espaldar influye en la altura posicional del soporte lumbar con respecto al asiento (Van Geffen et al., 2009; Maradei et al., 2017) pudiendo generar presiones inadecuadas en la columna dorsal o en la zona lumbosacra.

Por tanto, la variación de la postura pélvica, debido a su relación con la zona lumbar, modifica de forma natural dicha curvatura. Sin embargo, los estudios realizados obedecen a actividades y ambientes diferentes a la conducción, donde las cargas articulares en la zona lumbar cambian debido a los apoyos del cuerpo sobre el asiento, la posición de las piernas y la superficie de soporte para los pies. Por tanto, es necesario determinar cuál es la postura recomendada para la actividad de conducción.

Con base en lo anterior, las soluciones independientes de soporte lumbar y asiento muestran que, si bien la carga musculoesquelética y la percepción de incomodidad debido al dolor lumbar disminuye, no se ha considerado la aplicación de los dos como un solo sistema de movimiento articulado que evite generar o incrementar tensiones en otras zonas articulares como la parte lumbo sacra y la curvatura cifótica del dorso, además, que permita encontrar las posturas más beneficiosas con menor presión intradiscal de la zona lumbar. Es así, como este estudio pretende responder a la pregunta: ¿En qué medida un movimiento simultáneo y dinámico de la ubicación del soporte lumbar, la elevación del soporte lumbar, y la inclinación del asiento de una silla de conducción afecta la presión intradiscal de la zona lumbar?

Por tanto, el desarrollo de esta investigación será útil para hallar nuevas evidencias que promuevan el desarrollo de sistemas de movimiento automático y simultáneo para los asientos de conducción y de esta forma se puedan mitigar los trastornos musculoesqueléticos de la zona lumbar, identificada como la zona de mayor afectación en la actividad de conducción prolongada. También servirá para determinar datos que permitan entender las variaciones cortas y controladas de la curvatura lumbar y la rotación de la pelvis, así como su influencia en la presión intradiscal de la espalda baja. Lo anterior, con el propósito de establecer cuál o cuáles

son las posturas corporales con menor demanda de carga articular e identificar un rango de movimiento dinámico favorable.

Cabe agregar, que una disminución de la presión intradiscal se traduce en la reducción de la percepción y prevalencia de dolor lumbar como patología en la población de conductores. Las evidencias aportadas permitirán mejorar aspectos de las condiciones laborales, en pro de decrecer la incomodidad, el ausentismo y los costos para las empresas y el individuo, propiciando condiciones favorables para un mejor desempeño de las actividades de conducción.

3 Objetivos e Hipótesis

3.1 Objetivo General.

Evaluar el efecto que tiene el ajuste dinámico del soporte lumbar y de la inclinación del asiento de una silla de conducción, en la presión intradiscal de la espalda baja, para determinar posturas con menor carga articular.

3.2 Objetivos Específicos.

- Identificar los parámetros ergonómicos y biomecánicos de la postura de conducción, según la literatura científica.
- Desarrollar un modelo biomecánico computacional de simulación humana aplicado al entorno de conducción.
- Simular un asiento de vehículo automotor que permita variar la inclinación del asiento, la prominencia del soporte lumbar y la ubicación del soporte lumbar.
- Estimar la presión intradiscal de la zona lumbar con relación a las variaciones del soporte lumbar y de la inclinación del asiento.

3.3 Hipótesis.

"El cambio simultáneo y dinámico de la inclinación del asiento, la prominencia del soporte lumbar y la ubicación del soporte lumbar, permiten determinar una postura variable con menor presión intradiscal de la zona lumbar".

4 Metodología.

Para el desarrollo del trabajo de investigación se propone un enfoque cuantitativo por medio de la implementación de modelos biomecánicos computacionales donde se tendrá el control de variables. Estos permiten simular condiciones que no se manejan fácilmente por medio de estudios en vivo con personas, reduciendo de esta manera costes y limitaciones por procesos invasivos. (Dreischarf et al., 2016).

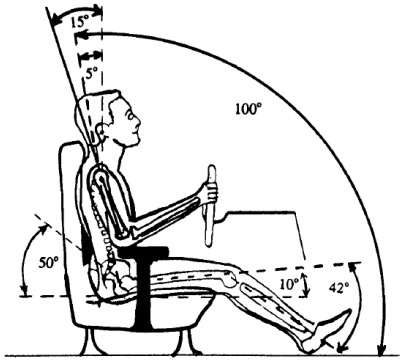
4.1 Identificación de Parámetros Ergonómicos de la Postura de Conducción por medio de Revisión de Literatura.

4.1.1 Ángulos Óptimos en la Postura de Conducción

Por medio de la revisión de literatura, Harrison et al., (2000) determina las características para un asiento óptimo de conducción de un automóvil dentro de las cuales se encuentra una inclinación del espaldar ajustable de 100° con respecto a la horizontal para reducir la inclinación del cuello, un ángulo menor de la rodilla de 42°, un ángulo de 10° para el asiento con respecto a la horizontal y una rotación de 50° de la pelvis. Ver Figura 2

Figura 2

Ángulos de inclinación de la silla de conducción.



Nota. Adaptado de (Harrison et al., 2000)

Adicionalmente en la Tabla 2 se sintetiza la información recopilada por (Schmidt et al., 2014) sobre ángulos óptimos y preferidos por diferentes autores, la información de Henry Dreyfuss de la postura de conducción en estado de alerta, la información del estudio de (Park et al., 2000) y los ángulos recomendados por la empresa ISRI, ISRINGHAUSEN, líder en fabricación de sistemas de asientos para vehículos.

Tabla 2

Ángulos óptimos en la posición de conducción

	Schmidt et al (2014)	Dreyfuss (2002)	Harrison et al., (2000)	Park et al., (2000)	Isringhausen	Porter and Gyi (1998)	Grandjean (1980)	Rebiffe (1969)
Puntos Antropométricos	Ángulo (°)							
Cadera (tronco-pierna)	79-130	95	100-105	103-131	100-115	90-115	100-120	95-120
Rodilla	84-147	110-120	138	120-152	110-120	99-138	110-130	95-135
Codo	80-167	80-165		86-144	95-135	86-164		80-120
Tobillo	77-130	85-100		82-124	90	80-113	90-110	90-110
Hombro	0-63	0-35		7-37				
Flexión/extensión del cuello	20-30		10-30 desde vertical					
Muñeca	130-206							

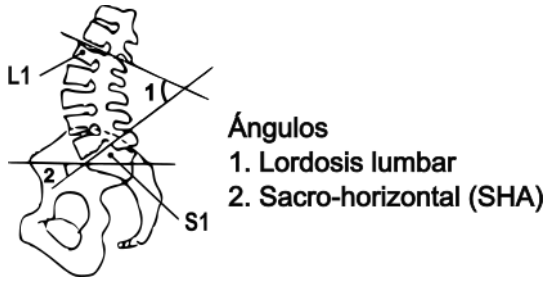
4.1.2 Lordosis Lumbar en Posición Sedente.

Pynt et al., (2001).con base en (Adams & Hutton, 1985) define la curvatura lumbar como el ángulo formado entre una línea trazada a lo largo de la superficie superior del sacro intersecando con una línea trazada a lo largo de la superficie superior de L1 como lo muestra la Figura 3. Este ángulo es en promedio de 60° en la postura lordótica de pie, 47° cuando está sentado con soporte lumbar, y 22° o menos cuando está sentado sin apoyo lumbar. Además en la

posición sedente erguida con un soporte lumbar de 4 cm, el promedio de lordosis lumbar es de 47° (Adams & Hutton, 1985) y cuando el ángulo horizontal del sacro SHA es de más de 16 ° la pelvis rota en sentido anterior.

Figura 3

Ángulo lumbar y ángulo sacro-horizontal.



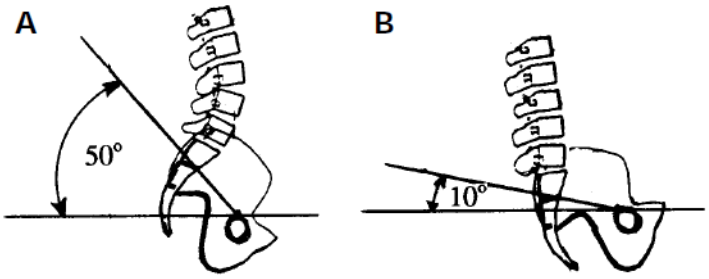
Nota. Adaptado de (Pynt et al., 2001)

4.1.3 Rotación de la Pelvis

Por otra parte Harrison et al., (2000) ilustra el comportamiento de la rotación de la pelvis con un ángulo formado por la línea horizontal y la línea que pasa por la parte posterior-inferior de S1 con vértice en la parte superior del acetábulo de la articulación de la cadera, ver Figura 4. En la posición de pie (imagen A) se genera un ángulo de 50°; en una posición sedente (imagen B) la pelvis gira 40° hacia atrás haciendo que la lordosis lumbar se aplane quedando un ángulo de 10°. La posición ideal de rotación pélvica es de 35 ° en un asiento firme con soporte lumbar que aumente la rotación pélvica y la lordosis lumbar.

Figura 4

Cambios en la inclinación de la pelvis de pie y sentado.



Nota. Adaptado de (Harrison et al., 2000)

4.1.4 Inclinación del Respaldo

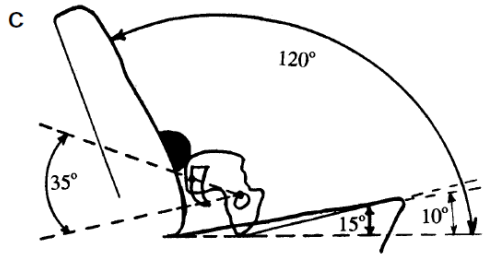
Cuando se utiliza un soporte lumbar de 4 cm de profundidad en combinación con un respaldo reclinado de 130°, la lordosis lumbar se aproxima a la de pie y la presión intradiscal se reduce aproximadamente 65% en comparación con la posición sedente erecta sin apoyo lumbar (Andersson et al, 1979).

Para una inclinación del respaldo de 100° a 110° con respecto a la horizontal, siendo esta la más propicia para las actividades operativas, se presenta la reducción de perdida de fluidos en los discos intervertebrales y se reduce la actividad muscular cervical y torácica (Pynt et al., 2001).

Para preservar un ángulo de al menos 105° entre el tronco y el muslo, que conserve la lordosis lumbar, el ángulo del respaldo debe ser al menos de 110° Si la parte inferior del asiento está a 10° del piso, entonces el respaldo del asiento será de 120° ajustables con respecto al piso como lo muestra la Figura 5.

Figura 5

Inclinación del espaldar, rotación pélvica y soporte lumbar.



Nota. Adaptado de (Harrison et al., 2000)

4.1.5 Inclinación del Asiento

Dentro de sus hallazgos (Pynt et al., 2001) encuentra que una inclinación hacia delante del asiento de aproximadamente 20° presenta una restauración de la lordosis lumbar y crea una rotación hacia delante de la pelvis. Cuando se logra una inclinación combinada del muslo y la pelvis de 15° en una silla convencional se mejora la lordosis en 13°. También se puede lograr una lordosis lumbar cercana a la de la posición de pie cuando se crea un ángulo de 135° entre el tronco y la cadera (Keegan & Omaha, 1953). Inclinaciones del asiento entre 10° hacia arriba y 5° hacia abajo generar posturas de mayor comodidad para el cuerpo humano. (Harrison et al., 2000), (Maradei et al., 2017). La inclinación hacia el frente del asiento puede representar algunos problemas como deslizamientos frontales, desacomodación de la ropa e incremento del peso hacia los pies.

4.1.6 Soporte Lumbar

4.1.6.1 Ubicación. Se ha sugerido que el soporte lumbar debe posicionarse de tal forma que el ápice del soporte lumbar quede ubicado en el medio de la espina lumbar, entre L2 y L5 o más específicamente entre L3 y L4, la altura del soporte debe estar entre los 150 y 250 mm por encima de la superficie del asiento (Coleman et al., 1998). Otras posiciones recomendadas del

soporte han sido al nivel de L2-L3 (De Carvalho & Callaghan, 2012) y L3 (Majeske & Buchanan, 1984). También se identifica que el soporte lumbar puede tener un movimiento de 4.5 cm hacia arriba cuando el espaldar es reclinado de 90° a 105°, por esta razón el soporte lumbar debe ser ajustado en la medida que el espaldar sea inclinado hacia adelante o hacia atrás (Andersson et al, 1979). Por último se encuentra que hay una diferencia de 20 mm aprox. entre cada cuerpo vertebral de L5 a L3 (Nissan & Gilad, 1986; Zhou et al., 2000), distancia que ayuda a la ubicación de las vértebras y al posicionamiento de un soporte lumbar.

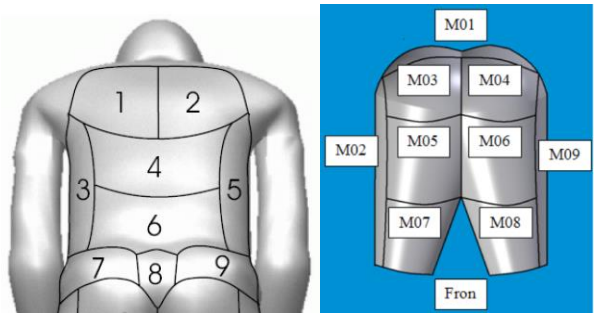
4.1.6.2 Tamaño o profundidad. La profundidad para reducir la presión del disco y restaurar la lordosis lumbar cercana al estar de pie se considera en 4 cm (Andersson et al, 1979), la profundidad ideal debe ser la requerida para mantener un 90% de la lordosis máxima. El uso de un soporte lumbar de 4 ó 5 cm ajustable otorgará rotación hacia adelante de la pelvis e incrementará la lordosis lumbar; por ejemplo, al tomar un ángulo de 35° de la pelvis con un soporte lumbar de 5 cm, el resultado sería una curva lumbar con un ángulo mayor a 34° entre L1 y S1. (Harrison et al., 2000) (Schmidt et al., 2014).

4.1.7 Zonas de Presión entre el Cuerpo Humano y el Asiento.

La presión en la interfaz cuerpo-asiento según (Daeijavad & Maleki, 2016) basándose en (Naseri, 2011) y (Zenk et al., 2011) se distribuye como lo muestra la Figura 6, donde para el respaldo como para el asiento se divide el área de contacto en 9 puntos o regiones específicas.

Figura 6

Puntos de contacto interfaz cuerpo- silla.

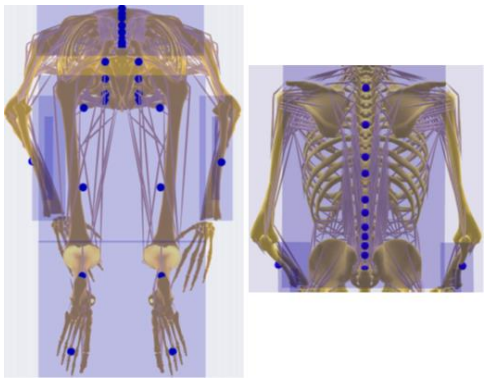


Nota. Adaptado de (Zenk et al., 2011) y (Naseri, 2011)

Se ha identificado otra distribución de puntos de apoyo para la transferencia de fuerzas utilizando el software AnyBody como se ilustra en la Figura 7 donde se tienen puntos coincidentes con la línea de la espina; para el caso de la parte inferior del cuerpo se localizan puntos bajo los pies, bajo las piernas y en la pelvis. (Rasmussen et al., 2009).

Figura 7

Puntos de apoyo para la interfaz modelo-asiento.



Nota. Adaptada de (Rasmussen et al., 2009)

4.1.8 Dimensiones del Asiento de Conducción:

Las dimensiones recomendadas en la literatura para un asiento de conducción se recopilan en la Tabla 3 basada en los estudios de Kale & Dhamejani, (2015) sobre los parámetros de diseño para un asiento de conducción, en la información presentada por (Mehta et al., 2008) sobre las dimensiones para la comodidad de un conductor y las dimensiones del estudio de (Harrison et al., 2000).

Tabla 3

Dimensiones recomendadas para un asiento de conducción

	Dreyfuss (2002)	Harrison et al., (2000)	Schmidt et al (2014)	Kale & Dhamejani, (2015)	Mehta et al., (2008)
Característica					
Inclinación del volante	35°-40° desde vertical		11°-31°		
Inclinación del espaldar	mínimo 95° desde asiento	100° desde horizontal		10°-25°	5–7° hacia atrás
absorción de impactos		1-20 hz			
largo del asiento	419 mm max			420-470 mm	370 ±10 mm
altura del espaldar	635 mm max			495-640 mm	350 mm
ubicación de soporte lumbar	178 y 300 mm desde la horizontal del asiento				
prominencia del soporte lumbar	12,7-25,4 mm ajustables				
recorrido de la silla	203 mm aprox			180 mm	
ajuste vertical de la silla	58 mm en autos, camiones 25,4			100 mm	
ancho del espaldar ancho del asiento				490 max 500 min	380-400 420-450

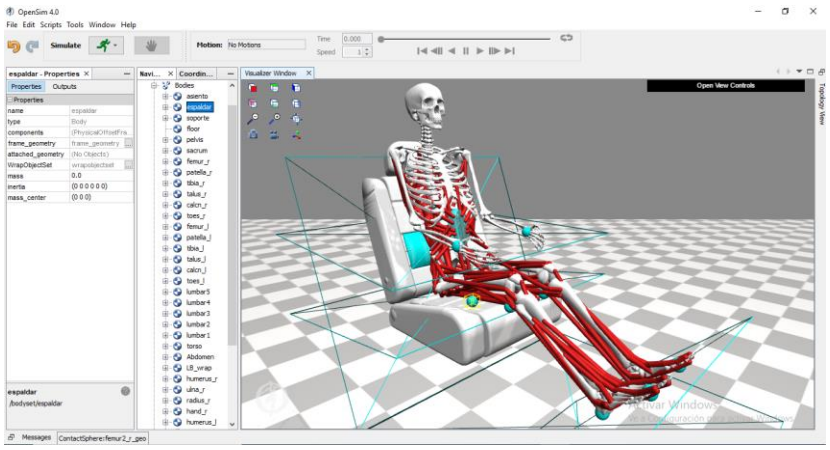
4.2 Sistema de Modelado OpenSim

Para el desarrollo del modelo biomecánico se utilizará el software OpenSim 4.0 de código abierto que permite a los usuarios desarrollar, analizar y visualizar modelos del sistema

musculoesquelético y generar simulaciones dinámicas de movimiento, Figura 8. Un modelo musculoesquelético en OpenSim consiste en segmentos corporales rígidos conectados por articulaciones, los músculos abarcan estas articulaciones y generan fuerzas y movimiento. Una vez que se crea un modelo musculoesquelético, el programa permite crear estudios personalizados, que incluyen los efectos de la geometría musculoesquelética, la cinemática de las articulaciones y las propiedades del tendón muscular en las fuerzas y los momentos articulares que los músculos pueden producir (Delp et al., 2007).

Figura 8

Interfaz gráfica de usuario IGU, OpenSim



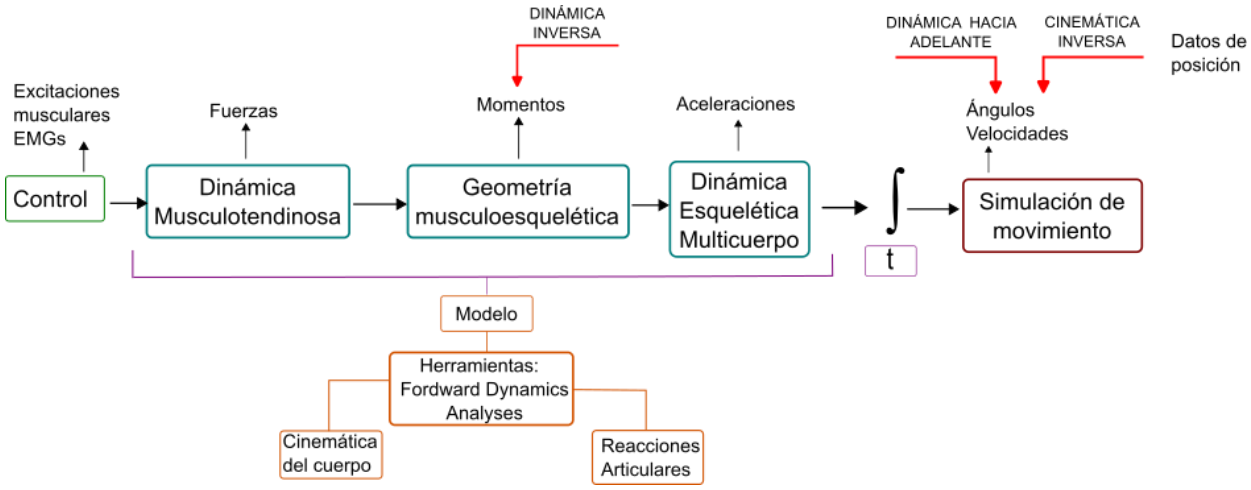
El programa posee un conjunto de herramientas para extraer información significativa una vez se ha construido un modelo musculoesquelético, ver Figura 9. Estas herramientas incluyen:

- Cinemática inversa para calcular los ángulos de las articulaciones a partir de las posiciones de los segmentos rígidos.

- Dinámica inversa para calcular momentos articulares a partir de ángulos articulares y fuerzas externas.
- Dinámica hacia adelante o directa para calcular las coordenadas y sus velocidades a partir de las fuerzas y los pares aplicados (momentos).
- Análisis de simulaciones dinámicas. Permite datos de entrada como ángulos articulares, velocidades articulares, excitaciones musculares y cargas externas para calcular la cinemática del modelo incluyendo coordenadas, velocidades y aceleraciones, también permite calcular fuerzas musculares y las fuerzas de reacción en las articulaciones.

Figura 9

Diagrama de funcionamiento y herramientas del programa OpenSim



4.3 Modelo Musculoesquelético.

Para el desarrollo del modelo biomecánico musculo-esquelético se utiliza el modelo elaborado por Raabe & Chaudhari, (2016) denominado modelo de columna lumbar de cuerpo

completo o (full-body lumbar spine, FBLS) Figura 10. Este modelo integra tres modelos OpenSim construidos previamente: el modelo de cuerpo completo (Hamner et al., 2010) como modelo base, el modelo de columna lumbar (Christophy et al., 2012) para el torso, y el modelo de la rótula.(Arnold et al., 2010).

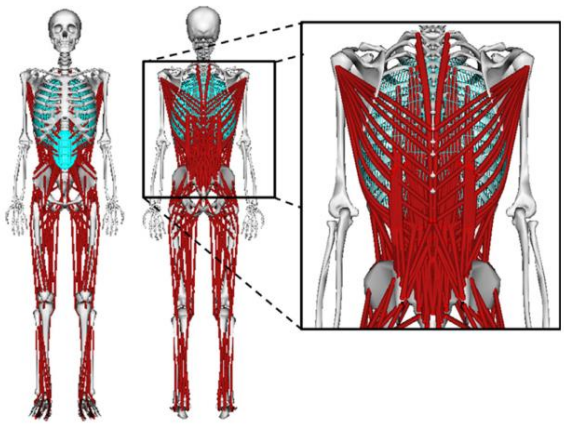
Al combinar los modelos, estos se ajustaron para el mismo tamaño de cuerpo humano, de modo que todas las propiedades de masa e inercia serían consistentes en todos los modelos. Todos los músculos se ajustaron en el modelo para permitir estimaciones correctas de las actividades fisiológicas y de las fuerzas musculares.

El modelo FBLS resultante consta de 21 segmentos, 30 grados de libertad y 324 actuadores tendón-musculares. El movimiento lumbar neto se describe como tres grados de libertad de rotación: flexión-extensión, flexión lateral y rotación axial (Christophy et al., 2012). El torso rígido (vértebras torácicas y cervicales agrupadas, la caja torácica, la escápula y la cabeza) está conectado a la primera vértebra lumbar por una articulación de un grado de libertad que permite si es necesario una rotación axial adicional del torso.

Si bien existen algunos modelos musculoesqueléticos detallados de la columna vertebral (Bruno, et al., 2015; Christophy et al., 2012; de Zee et al., 2007), el modelo FBLS es un modelo OpenSim de cuerpo completo para describir la musculatura del tronco con un alto nivel de detalle. Este modelo fue validado por medio de la comparación de parámetros y simulaciones con datos previos de experimentación en vivo o in-vitro garantizando que representa los fenómenos físicos necesarios. Es por las anteriores características que se seleccionó este modelo para el análisis musculoesquelético del presente trabajo de investigación.

Figura 10

Modelo de columna lumbar de cuerpo completo (FBLS).



Nota. Tomado de (Raabe & Chaudhari, 2016).

Se contempla realizar el estudio con un modelo escalado con una altura de 174 cm y peso 72 kg, correspondientes con el participante voluntario de los estudios de presión intradiscal in vivo (H.-J. Wilke et al., 2001) el cual ha sido referencia para el desarrollo de diferentes modelos biomecánicos (de Zee et al., 2007; Christophy et al., 2012; Bassani et al., 2017). En comparación con la población laboral colombiana para el sexo masculino este modelo correspondería aproximadamente a un percentil 75 (Maradei et al., 2008), (Estrada,1998).

4.4 Modelo de Asiento de Conducción.

El programa OpenSim permite la inserción de objetos (formato stl) para la interacción con el modelo musculoesquelético, para tal finalidad se crea una silla de conducción en el programa de modelamiento paramétrico SolidWorks, ver Figura 11, con dimensiones de asiento de 500 mm de ancho y 470 mm de longitud, un respaldo de 500 mm de ancho y 705 mm de longitud incluyendo un soporte lumbar intercambiable. Dicha silla debe facilitar la inclinación del asiento y la variación de posición y tamaño del soporte lumbar.

Figura 11

Modelo 3d de silla de conducción

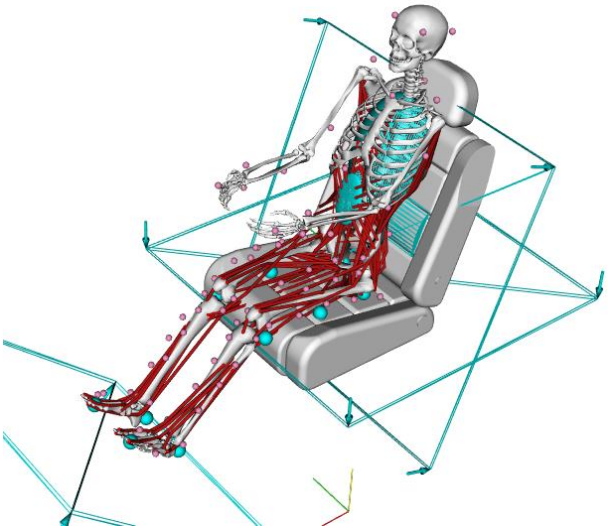
El soporte lumbar por su interacción con la columna vertebral es necesario integrarlo al modelo biomecánico como un objeto de tipo malla (formato obj), para esta finalidad se crea en Solid Works, su malla se puede modificar para ser simplificada empleando el programa libre MeshLab.

4.5 Desarrollo de la Posición de Conducción.

Siguiendo los ángulos recomendados en la literatura de Dreyfuss y Harrison et al., (2000) se configura el modelo musculoesquelético en el entorno virtual (Figura 12), el cual tendrá interacción con los objetos 3d de una silla de conducción insertados a través del programa. En este caso se predefinió una posición con un ángulo de inclinación del asiento de 10° hacia arriba pivotando en la parte posterior, y un espaldar inclinado a 110° con respecto a la horizontal, se creó una superficie de contacto para los pies de tal forma que se cree un ángulo interno de 138° en las rodillas y un ángulo de 90 grados en los tobillos.

Figura 12

Modelo musculoesquelético en el entorno virtual de OpenSim



4.6 Ángulos Espinales.

Los ángulos espinales son fundamentales para el correcto funcionamiento del modelo a nivel lumbar. En la revisión del código de la zona en cuestión se evidenció que hacía falta un coeficiente de flexión correspondiente a la unión entre las vértebras S1 y L5, es así como se incluye el gradiente k definido para L5= (0.125) de relaciones de movimiento para las vértebras lumbares, según Christophy et al., (2012).

4.7 Rotación de la Pelvis.

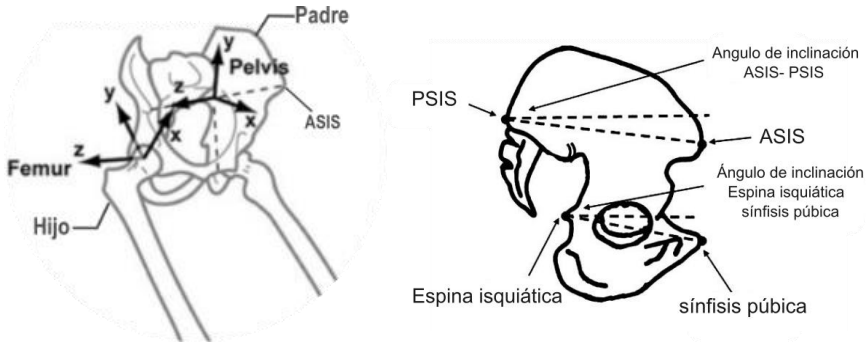
La rotación de la pelvis influye en el comportamiento de la columna lumbar por ser la base de ésta. En el modelo el sistema coordenado de la pelvis se encuentra en el punto medio de la línea que une los dos ASIS, ver Figura 13.

En la posición neutral de pie, la inclinación pélvica es nula con respecto al suelo, a diferencia de otros estudios donde, la posición neutra corresponde a 12-13 grados de inclinación

pélvica (línea ASIS-PSIS) con respecto a la horizontal. Para éste estudio se asume una variación de 15 grados en la inclinación de la pelvis al pasar de estar de pie a estar sentado en postura de conducción con un soporte lumbar (Harrison et al., 2000).

Figura 13

Sistemas de coordenadas para los segmentos óseos.



Nota. Adaptada de (Arnold et al., 2010)

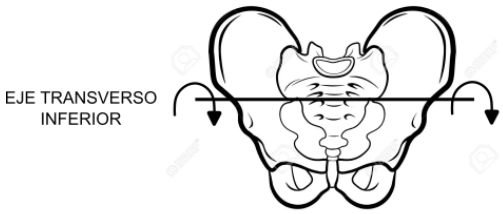
4.8 Ángulo de Rotación de la Pelvis con el Sacro

Aunque en el modelo FBLS el sacro se toma como un solo elemento con la pelvis por simplicidad, se quiere generar una rotación entre las dos partes para lograr un movimiento más natural. Se identifica una rotación de 2° sobre el eje transverso inferior según Egund et al., (1978), dicho eje atraviesa los huesos iliacos pasando a nivel de S3, ver Figura 14.

De igual manera Sturesson et al, 1989 en (Goode et al., 2008) identifica una rotación del sacro de 2.5° a lo largo del mismo eje con los iliacos fijos en el movimiento de flexión extensión del sacro. Este último valor de 2.5° será el incluido en el modelo biomecánico en desarrollo.

Figura 14

Eje de rotación del sacro.



Nota. Adaptada de (Beal, 2011)

4.9 Desarrollo del Código en OpenSim.

Para el desarrollo del código del modelo se emplea el programa Notepad ++ con el cual se puede interpretar la sintaxis e identificar los elementos constitutivos de forma práctica. En los siguientes pasos se presenta las modificaciones al código del modelo FBLS. Ver Apéndice A.

Figura 15

Conjunto de elementos del código (cuerpo, restricciones, fuerzas y geometrías de contacto)

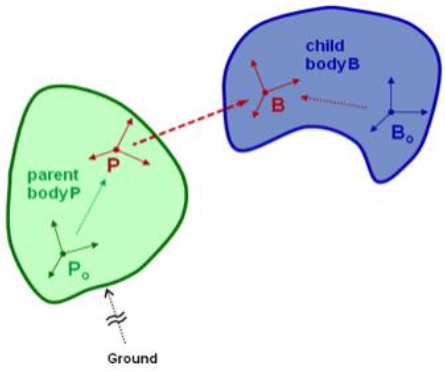
```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<OpenSimDocument Version="30000">
    <Model name="RaabeFullBody">
        <defaults>
        <length_units>meters</length_units>
        <force_units>N</force_units>
        <!--Acceleration due to gravity.-->
        <gravity> 0 -9.80665 0</gravity>
        <!--Bodies in the model.-->
        <BodySet>
        <!--Constraints in the model.-->
        <ConstraintSet>
        <!--Forces in the model.-->
        <ForceSet>
        <!--ContactGeometries  in the model.-->
        <ContactGeometrySet>
    </Model>
</OpenSimDocument>
```

- Reubicación de los elementos de las partes del cuerpo, con el fin de adquirir una posición sedente. La cinemática del modelo sigue un esquema en árbol en el que las partes se relacionan entre sí como “parent – child” (padre – hijo). Ver Apéndice B. Esto quiere decir,

que cada cuerpo “child” se moverá relativamente al cuerpo “parent”. El suelo (ground) es la referencia global a partir del cual se definirán el resto de los cuerpos, desde la pelvis hasta las falanges, ver Figura 16.

Figura 16

Relación entre padre e hijo para los sistemas de coordenadas



Nota. Adaptado de (Seth et al., 2010).

- La pelvis se cambió de orientación en padre (orientation in parent) de 0° a 15° en la coordenada Z. Adicionalmente, se realizó cambio de posición en el padre (location in parent) de 0 a 1 [m] en dirección Y.

- El hueso fémur se cambió de orientación en padre de 0° a -90° en la coordenada Z. Lo anterior teniendo en cuanta el cambio ya realizado en la pelvis.

- Cambió de orientación en padre de la tibia de 0° a -42° en la coordenada Z.

- Importación de los cuerpos solidos (body) de la silla del conductor al software Open Sim, está compuesta por dos componentes “asiento” y “espaldar” los cuales se importaron en formato STL.

- Posteriormente se procedió a posicionar los cuerpos importados, con respecto a su cuerpo padre (parent_body). El cuerpo padre del “asiento” y “espaldar” es “ground”.

    - Asiento: Orientación en padre de 0 0 0 (X Y Z) y localización de 0 1 0.

    - Espaldar: Orientación en padre de 0 0 20° y localización -0,04766 1,13473 0.

- Restricciones y movimientos. Las articulaciones como puntos de movimiento proporcionan grados de libertad mientras que las restricciones o condiciones de movimiento son responsables de controlarlos. Como resultado, las restricciones sirven principalmente para el cierre de bucles durante el procesamiento y para distribuir un movimiento total en varias secciones, como en el caso de la flexión total de la columna vertebral en flexiones vertebrales individuales.

  Se realizó un cambio de unión (Joint) entre cada padre e hijo para garantizar los grados de libertad que tiene cada parte del cuerpo:

    - Asiento: Unión pin (PinJoint), permite rotación en la coordenada Z.

    - Espaldar: Unión pin (PinJoint), permite rotación en la coordenada Z.

    - Pelvis: Unión libre (FreeJoint), tiene los 6 grados de libertad. Su padre es el origen de todo el modelo y se llama “ground”.

- Lumbar 5: Union de bola (BallJoint), permite rotación en las 3 coordenadas. Su padre es el sacro su nombre es “sacrum”.
- Lumbar 4, 3, 2, 1: Unión de bola (BallJoint), permite rotación en las 3 coordenadas con respecto al padre de cada una. “lumbar5” es padre de “lumbar4” que a su vez es padre de “lumbar3”, del mismo modo hasta “lumbar1”.
- Tronco y miembro superior: Unión personalizada (CustomJoint), sus grados de restricción son personalizados. No se realizó cambio en la configuración establecida por el creador del modelo.
- Fémur derecho e izquierdo: Unión de bola, permitiendo flexo extensión, rotación y rotación de musculo abductor de la pierna. El padre del fémur es la “pelvis”.
- Tibia y demás elementos: Unión personalizada (CustomJoint), permaneció con la configuración anterior del modelo.

- Se programaron condiciones de movimiento (CoordinateCouplerConstraint) entre los elementos que requieren una dependencia de movimiento.
  - La rotación en coordenada Z de la vertebra “Lumbar5” depende de una función linear (LinearFunction) con respecto a la rotación del “sacrum” con una pendiente de 0.125.
  - La rotación en la coordenada Z del “fémur_r” y “femur_l” depende de una función lineal con respecto a la rotación del “asiento” con una pendiente de 1.

- Importación del soporte lumbar “soporte” como un cuerpo solido (Body), el cual se programa con una unión deslizante “SliderJoint” permitiendo movimiento en dirección Y.

- Geometrías y fuerzas de contacto. Para definir la interacción con el entorno se crean superficies de contacto que pueden ser geometrías sencillas como esferas o complejas como superficies de mallas, adicionalmente se configuran fuerzas de contacto que se pueden definir como la relación entre dichas superficies. Para crear esta interacción el programa posee dos tipos de fuerza de contacto. La primera es la HuntCrossleyForce que se basa en la teoría de contacto que calcula las deformaciones a partir de la elasticidad lineal, y se limita a las geometrías de planos, esferas y elipsoides. La segunda es el soporte elástico (elastic foundation force), que utiliza una malla para representar superficies en contacto, calculando las deformaciones y fuerzas utilizando un modelo elástico similar a un colchón de resortes. (Seth et al., 2011)

- Introducción de geometrías de contacto (ContactGeometry), se introdujeron 24 geometrías para garantizar el contacto entre el cuerpo humano y el asiento. Las geometrías se aplicaron de la siguiente forma:

    - 3 geometrías planas (ContactHalfSpace), ubicadas en: El “asiento”, el “espaldar” y el soporte “ground”.

    - 5 geometrías esféricas (ContactSphere) para el contacto vértebras lumbares y el espaldar. Están ubicadas en cada vértebra lumbar.

    - 2 geometrías esféricas para el contacto entre la pelvis y el asiento. Están ubicadas en las dos tuberosidades isquiáticas de la “pelvis”.

- 6 geometrías esféricas para el contacto entre las piernas y el asiento. Están ubicadas 3 por cada pierna de la siente manera, uno en el comienzo del fémur, una en la parte media y otra cerca de la rodilla.

- 4 geometrías esféricas para el contacto entre el piso y los pies, cada pie tiene 2 geometrías una en el talón y otra en los dedos.

- 3 geometrías esféricas para el contacto entre el tronco y el espaldar, estos están ubicados dos en la parte laterales del torso y uno en el centro.

- 1 geometría personalizada (ContactMesh) con malla que permite envolver el soporte lumbar y efectuar el contacto entre algunas vertebras y el espaldar de la silla.

- En este caso se usaron las fuerzas de contacto (Elastic Foundation Force), y se definieron sus parámetros de coeficiente de rigidez (stiffness), coeficiente de viscosidad (viscous_friction), coeficiente de fricción (static_friction) y coeficiente de disipación de energía (dissipation). De tal forma que el modelo no presente un comportamiento errático durante las simulaciones. ver Tabla 4.

Tabla 4

Parámetros de las fuerzas de contacto

superficie	Rigidez N/m	Disipación Ns/m	Fricción estática	Fricción Dinámica
Espaldar-Torso, Vértebras lumbares	$1.0^{E}9$	57,7	0,5	0,45
Soporte-Vértebras lumbares, sacro	$1.0^{E}9$	57,7	5	4,5
Asiento -Fémures, pelvis	$1.0^{E}9$	57,7	0,8	0,7
Suelo - Talones, pies	$1.0^{E}9$	57,7	0,8	0,7
Volante - Manos	$1.0^{E}9$	57,7	3	2,8

Nota. Basados en los coeficientes para la fuerza identificados en los estudios de (Hast et al., 2019).

- Los contactos programados que se presentan en el modelo son los siguientes: 2 entre la pelvis y el asiento, 6 entre las piernas y el asiento, 5 entre las vértebras lumbares y el espaldar, 3 entre el torso y el espaldar, 1 entre el soporte y el espaldar y 4 entre los pies y el suelo. Ver Figura 17 y Figura 18

Figura 17

Inserción y ubicación del soporte lumbar, (figura de color azul oscuro).

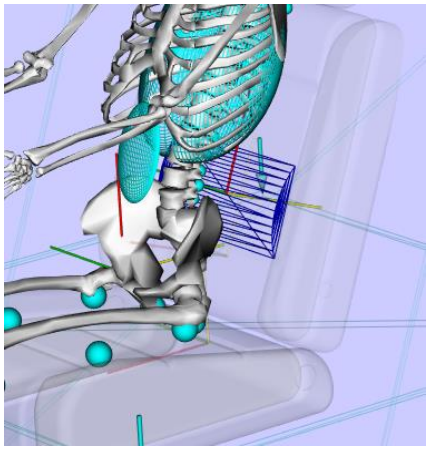
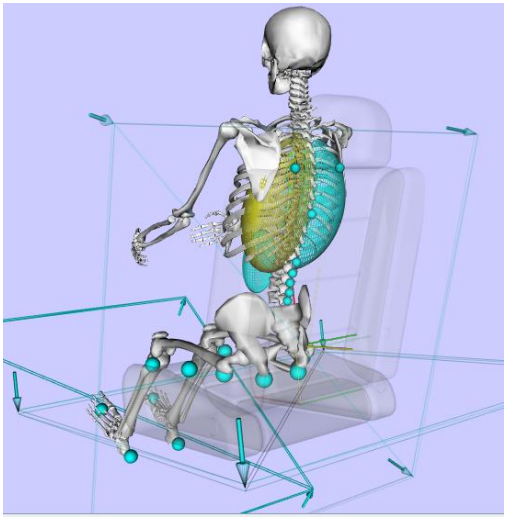


Figura 18

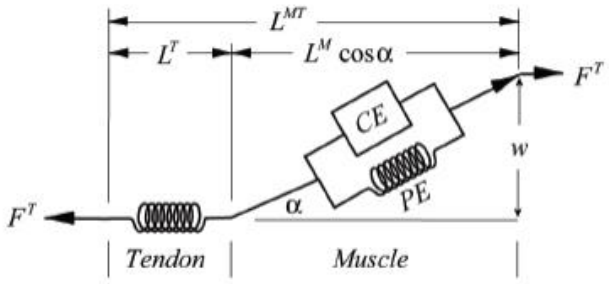
Ubicación de esferas como puntos de transferencia de fuerzas de contacto.



- Las fuerzas musculares se representan como el resultado del comportamiento de los elementos de un actuador musculotendinoso, donde el músculo se compone de un elemento elástico y uno contráctil, afectados por el ángulo de inserción de las fibras en el hueso y la longitud del propio músculo. El músculo se conecta al tendón que se representa como un elemento elástico, ver Figura 19.

Figura 19

Representación de las fuerzas y elementos musculo tendinosos.



Nota. Adaptado de (Seth et al., 2011)

- Fuerzas musculares máximas. El modelo FBLS originalmente tenía fuerzas isométricas máximas musculares modificadas para las finalidades de estudios específicos de trote, por lo cual para poder efectuar el presente estudio las fuerzas se cambiaron a sus valores originales de los modelos integrados en el modelo FBLS.

4.10 Diseño del Estudio.

4.10.1 Definición de Variables

Con base en la hipótesis planteada para el presente estudio, la cual expresa que "El cambio simultáneo y dinámico de la inclinación del asiento y la posición del soporte lumbar, permiten determinar una postura variable con menor presión intradiscal de la zona lumbar", se determinan los siguientes factores como variables independientes cuantitativas: inclinación del asiento (IA), ubicación del soporte lumbar con respecto del asiento (USL) y prominencia o proyección del soporte lumbar (PSL), los cuales tienen niveles acordes a la literatura consultada. Las variables independientes en conjunto con los respectivos niveles influyen en la presión intradiscal (PID) como variable respuesta o dependiente. Ver Figura 20

4.10.2 Variables Independientes y Niveles

Los niveles para los factores o variables independientes son:

- Inclinación del asiento (IA), medido en grados desde un plano horizontal con vértice en la conexión del espaldar y el asiento. A partir del plano horizontal que corresponde a 0° se modifica el ángulo desde -10° (hacia abajo) hasta +10° (hacia arriba) cada 2 grados.

- Prominencia o proyección del soporte lumbar (PSL), medida en milímetros desde la superficie del espaldar y el punto más alto de la curvatura. Se modifica su elevación desde 10 mm a 50 mm, cada 10 mm

- Ubicación del soporte lumbar con respecto al asiento (USL), medida en milímetros desde la intersección de las superficies del asiento y el espaldar hasta la línea media del soporte lumbar que coincide con la apófisis espinosa de la vertebra lumbar respectiva. Las ubicaciones del soporte son: al nivel de L2-L3, L3 Y L3-L4, la distancia para estos 3 niveles corresponde a 250, 240 y 230 mm respectivamente.

Se utilizará el plano sagital para todas las mediciones de ángulos y longitudes de los anteriores factores.

4.10.3 Variable Dependiente.

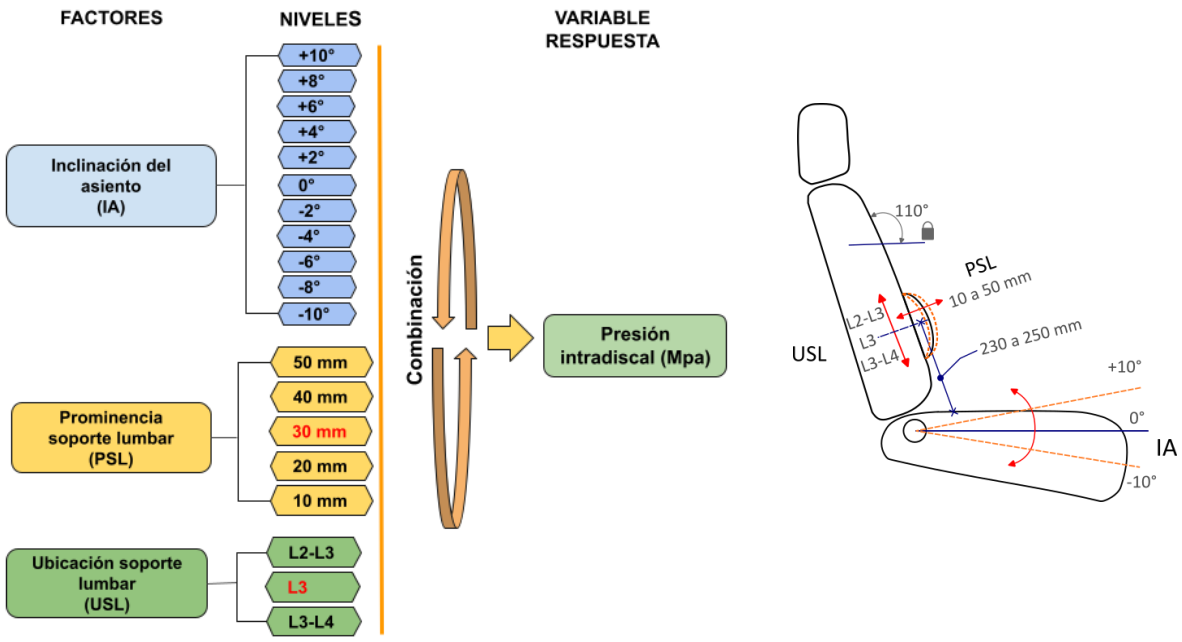
Los factores con sus respectivos niveles influyen en la variable dependiente identificada como presión intradiscal (PID) la cual es medida en Mpa. Esta medida es determinada por medio de la carga axial soportada por el disco intervertebral de L4-L5, dividida por el área del disco (18 cm^2)

4.11 Descripción del Estudio por Simulación

El estudio se llevará a cabo por medio de simulación musculoesquelética con el desarrollo de un modelo virtual que permita la interacción entre el cuerpo humano y una silla de conducción, adoptando la posición natural sedente considerando la aceleración gravitacional. Los factores se pondrán a variar de acuerdo a los rangos de los niveles como se representa en la Figura 20.

Figura 20

Identificación de factores y niveles de los factores.



4.11.1 Variaciones de Posición

Inicialmente se emplearán dos factores, la inclinación del asiento (IA) y la prominencia del soporte lumbar (PSL). Se tomará cada nivel de un factor y se combinará con los demás niveles del otro factor. De esta forma se generarán 55 modelos musculoesqueléticos en la posición respectiva a través de la modificación de la ubicación y orientación de los elementos constitutivos del modelo, ver Apéndice D para hallar sus datos de cinemática y la presión intradiscal PID L4-L5 como respuesta. En esta etapa se mantendrá fijo el factor de la ubicación del soporte lumbar (USL), alineado con la vertebra L3.

Debido a que cada simulación requiere de altas demandas de tiempo de cómputo, se toma el mejor nivel del factor de prominencia del soporte lumbar con menores valores de PID como

fijo y con él se hace la variación del factor de ubicación del soporte lumbar y la variación de inclinación, generando de esta forma 22 modelos adicionales que corresponden a 2 niveles más de ubicación del soporte lumbar (L2-L3 y L3-L4) por 11 niveles de inclinación del asiento.

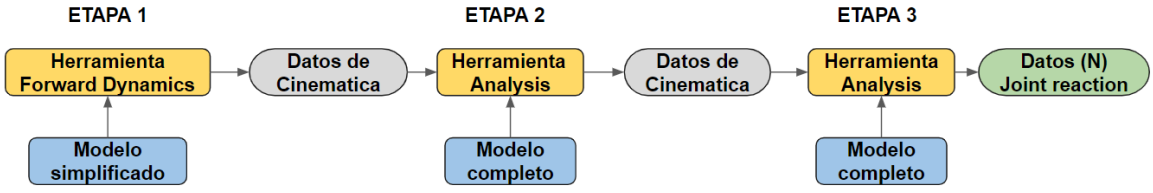
Con la cinemática hallada en la simulación de los modelos anteriores se generará un modelo musculoesquelético de movimiento continuo mientras se varía la inclinación del asiento, esto permite encontrar la cinemática de cada elemento del modelo en función de la inclinación del asiento.

4.11.2 Etapas de Simulación

Cada uno de los modelos creados fueron sometidos a un proceso de simulación el cual tendrá como resultado las cargas estáticas de cada unión en el cuerpo humano y la posición sedente aproximada a la realidad, en este caso se quiere hallar la fuerza intradiscal de la unión lumbar L4/L5 identificada como la unión intervertebral que más soporta cargas. La simulación se dividió en tres etapas como se muestra en la Figura 21, donde se hallaron datos cinemáticos y fuerzas de reacción articulares.

Figura 21

Etapas de simulación



En la etapa 1 de dinámica directa (forward dynamics) se calcula la cinemática a partir de las fuerzas generadas por un modelo simplificado sin actuadores musculares durante el proceso de acomodación a las configuraciones del asiento, e interacción de las superficies y

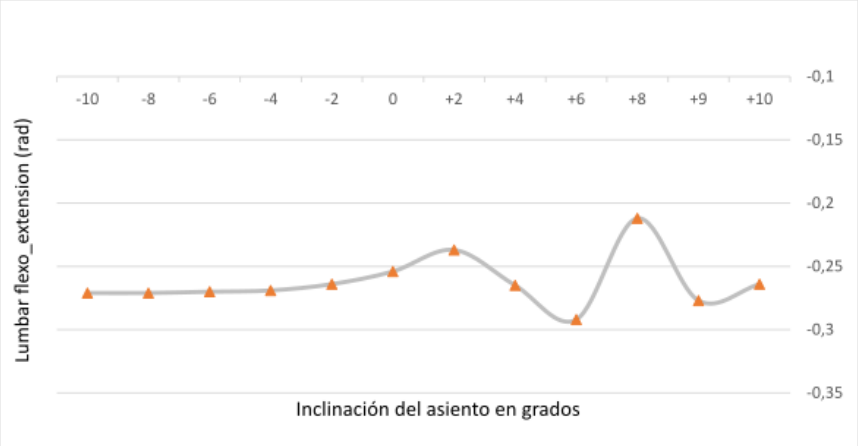
elementos de contacto hasta lograr su equilibrio. En las etapas dos y tres, usando la herramienta análisis, los datos cinemáticos hallados previamente y con un modelo musculoesquelético completo se obtienen datos cinemáticos y dinámicos que permiten encontrar las fuerzas de reacción articulares en la unión de L4 y L5.

4.11.3 Modelo de Movimiento Continuo

A partir de cada una de las variaciones de posiciones ya obtenidas fue posible generar un movimiento continuo del cuerpo humano mientras se varía la inclinación del asiento. Se recolectaron los valores de desplazamiento y ángulos de los elementos del modelo (cinemática) para construir una regresión tipo spline por interpolación segmentaria, (Figura 22) con la cual fue posible encontrar la posición de cada elemento del modelo teniendo como entrada la inclinación del asiento, ver Apéndice C.

Figura 22

Gráficas de regresión tipo Spline. Inclinación asiento vs flexo-extensión lumbar



Nota. A través de la regresión tipo Spline se pueden encontrar los valores de flexo-extensión correspondiente a cualquier valor intermedio de cada uno de los valores de inclinación del asiento.

Para la simulación se emplea: un modelo musculoesquelético modificado basado en el modelo usado en las variaciones de posición, el movimiento continuo creado y la herramienta análisis del programa para hacer el cálculo cinemático (kinematics) y posteriormente hacer el cálculo de las fuerzas de reacción en las articulaciones (JointReaction) para L4-L5. De esta forma se tiene como resultado el comportamiento de las reacciones articulares en función de la inclinación del asiento.

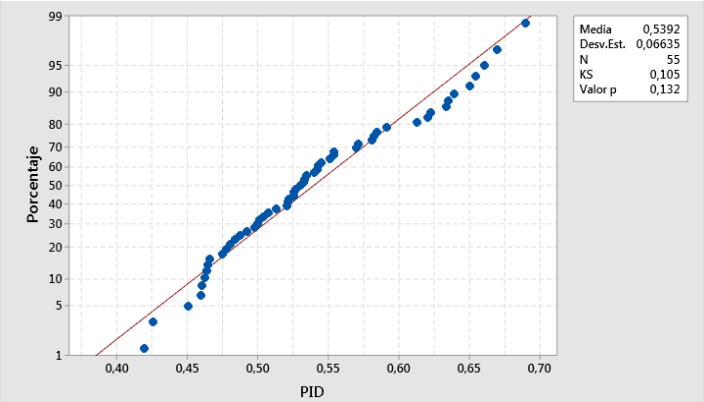
5 Resultados

5.1 Análisis de Datos.

En cada una de las simulaciones donde se combina los niveles del factor de inclinación del asiento con los niveles del factor de prominencia del soporte lumbar se obtuvieron 601 datos de presión intradiscal cuando el modelo se equilibra, evitando picos de valores indeseados. Ver Apéndice E Se trabajó con el promedio de esos 601 datos de cada una de las combinaciones posibles, de esta forma se obtuvieron 55 datos. Ver Apéndice F. Estos datos presentaron normalidad (valor de p = 0.132 > 0.05) a través del método de Kolmogorov-Smirnov, usando el software estadístico Minitab 19.

Figura 23

Gráfico de prueba de Normalidad de datos de PID L4-L5, Minitab 19



Se usó un factor de corrección de 0.55 sobre los valores de presión, como lo relaciona (Dreischarf et al., 2016) para la estimación de las cargas en la columna lumbar, también debido a que el modelo por complejidad no representa la musculatura abdominal, la cual reduce la compresión sobre las vértebras lumbares. (Stokes et al., 2010) El valor promedio de los datos hallados de PID fue de 0.54 Mpa, comparado con los estudios in-vivo con una sección de vertebra de 18 cm^2 está dentro del rango de 0.45 y 0.65 Mpa para la posición sedente. (H. J. Wilke et al., 1999). Ver Tabla 5

Tabla 5

Valores estadísticos variable PID L4-L5

Variable	Media	Desv. Est	Mínimo	Máximo
PID L4-L5	0,539	0,066	0,419	0,690

Posteriormente se hizo un análisis ANOVA sin replicas, esto porque solo se realizó una simulación por cada combinación de niveles por tiempo de cómputo. Inicialmente se demostró por medio del método de Tukey para ANOVA de dos factores sin replicas que no existía una interacción significativa entre los factores, de esta forma se aplica un análisis de dos factores convencional. Los valores de significancia p obtenidos para cada uno de los factores fueron inferiores a 0.05, es decir que tienen influencia significativa sobre la fuerza intradiscal como variable respuesta, ver Tabla 6. También se revisó el comportamiento de los residuales los cuales se ajustaron a una distribución normal. Posteriormente con las pruebas post-hoc siguiendo el método de Tukey se determinaron cuales parejas de niveles poseen diferencias significativas en sus medias y su agrupación. Ver Tabla 7 y 8.

Tabla 6

Resultado ANOVA de dos factores sin replicas, con prueba de no aditividad o interacción entre factores

ANOVA				Alpha	0,05
	SS	**df**	**MS**	**F**	**p-valor**
prominencia	0,081	4	0,020	7,763	0,000
inclinación	0,055	10	0,005	2,110	0,047
no aditividad	0,001	1	0,001	0,260	0,613
Error	0,101	39	0,003		
total	0,238	54			

Tabla 7

Prueba Tukey post-hoc con agrupación para la variable Inclinación

Inclinación	**N**	**Media**	**Agrupación**	
+10	5	0,622	A	
-10	5	0,568	A	B
-8	5	0,555	A	B
+2	5	0,540	A	B
-6	5	0,537	A	B
+6	5	0,528	A	B
-2	5	0,525	A	B
+8	5	0,521	A	B
0	5	0,513		B
-4	5	0,511		B
+4	5	0,510		B

Nota. Las medias que no comparten una letra son significativamente diferentes.

Tabla 8

Prueba Tukey post-hoc con agrupación para la variable Prominencia

Prominencia	**N**	**Media**	**Agrupación**	
20	11	0,590	A	
10	11	0,581	A	
40	11	0,514		B
30	11	0,507		B
50	11	0,503		B

Nota. Las medias que no comparten una letra son significativamente diferentes.

Las inclinaciones de 0, -4 y +4 se agrupan por el comportamiento similar de sus medias con los valores más bajos de PID, a su vez este grupo presenta diferencias significativas con la inclinación +10 que está asociada con el valor más alto de PID. En cuanto a las prominencias del soporte lumbar se identifican 2 grupos con diferencias significativas entre ellos, las prominencias de 10 y 20 con las PID más altas en comparación con el grupo de 30,40 y 50, con los valores más bajos de PID.

En la Figura 24 y Figura 25 se presentan los valores promedios de las PID asociadas a cada uno de los niveles de los factores, en ellas se puede identificar que los niveles de inclinación del asiento más favorables son +4, 0 y -4 y los menos convenientes son +10, -8 y -10. Por su parte las prominencias de mejor desempeño son 50, 30 y 40 mm, a diferencia de las prominencias de 10 y 20 mm.

Figura 24

Gráfica de presión intradiscal L4-l5 vs Inclinación del asiento

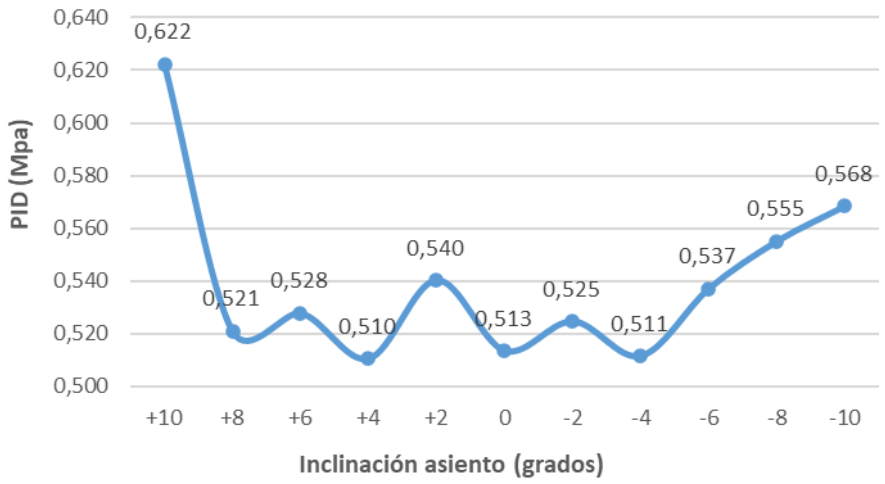
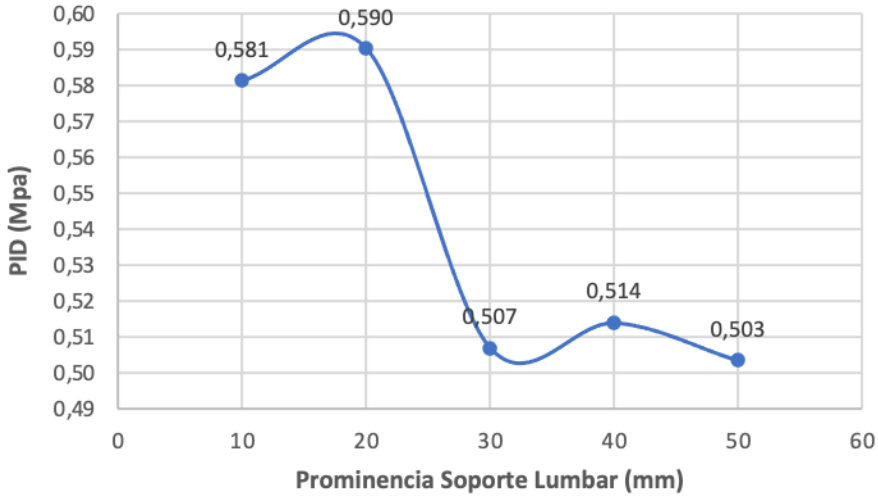


Figura 25

Gráfica de presión intradiscal L4-L5 vs Prominencia del soporte lumbar



El tercer factor analizado fue la ubicación del soporte lumbar con respecto a las vértebras con los niveles L2-L3, L3 y L3-L4. Este factor fue combinado con los niveles desde -10 hasta +10 del factor de inclinación de asiento y se usó el soporte lumbar de 30 mm de prominencia. Los datos de fuerza intradiscal se obtuvieron por medio del modelo continuo generando 63 datos. Ver Apéndice G.

De la forma anterior se obtuvieron los datos de fuerza intradiscal, los cuales fueron no normales a través del método KS (Figura 26) por lo cual se aplicó el método de Friedman donde solo se encontró diferencia significativa en el factor de las posiciones del soporte lumbar con un valor p = 0.049, a diferencia del factor de inclinación del asiento con un valor p = 0.10. ver Tabla 9. Las pruebas post hoc por el método de rango con signo de Wilcoxon para el factor de ubicación del soporte determinaron que existe diferencia significativa para la pareja L3 y L3-L4. Ver Tabla 10. La PID más favorable fue de 0.572 Mpa que corresponde a la ubicación del

soporte en L3. seguida de la ubicación L2-L3 con un valor de 0.588 Mpa y la peor ubicación es L3-L4 con el valor PID más alto. Ver Figura 27.

Figura 26

Gráfico de prueba de Normalidad de datos de PID L4-L5

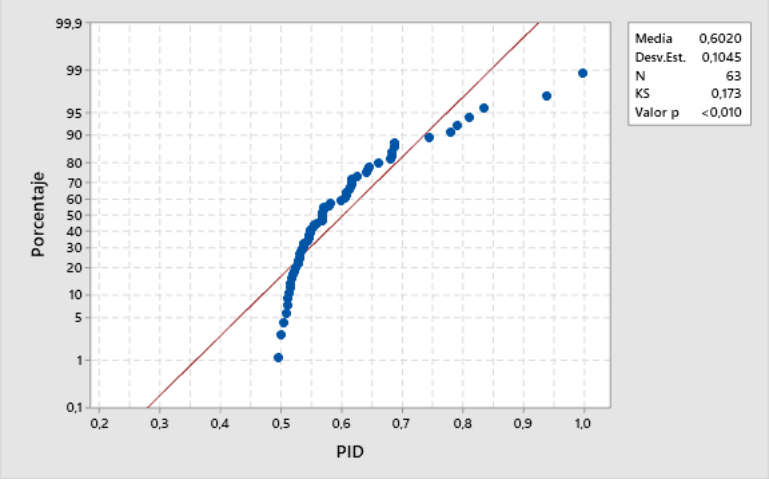


Tabla 9

Test de Friedman para los datos de PID L4-L5, con los factores de Ubicación del soporte lumbar e Inclinación del asiento

	Ubicación soporte	inclinación asiento
Alpha = 0,05		
Q-stat	6	28,173
df	2	20
p-valor	0,049	0,105

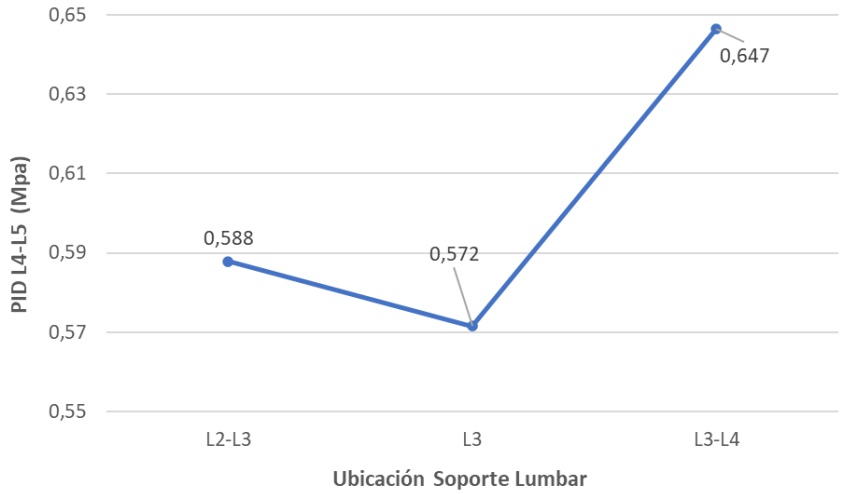
Tabla 10

Pruebas exactas de rangos con signo de Wilcoxon por parejas – Ubicación soporte lumbar

grupo 1	*grupo 2*	*p-valor*	*media*
L2-L3	L3	0,3377	0,0163
L2-L3	L3-L4	0,0888	0,0586
L3	L3-L4	0,0127	0,0750

Figura 27

Gráfica de presión intradiscal L4-L5 vs Ubicación del soporte lumbar



5.2 Análisis de los Modelos Musculoesqueléticos

Por medio de la reubicación de elementos y de las variaciones en el modelo de movimiento se identificó que por cada 2° de variación en la inclinación del asiento existe un cambio de 2.3 mm en la ubicación del soporte lumbar para que conserve la alineación con la vertebra lumbar de interés, ya sea L3 o entre L2 y L3. Por ejemplo, si se cambia de una inclinación de 0° a +2, se debe compensar 2.3 mm en la ubicación del soporte para que mantenga su posición inicial.

Adicionalmente en la reubicación del soporte lumbar se hizo una reorientación de los elementos óseos del cuerpo para evitar interferencias entre superficies y colisiones, las cuales crean movimientos abruptos y antinaturales del cuerpo. Un ejemplo de la nueva posición del soporte lumbar y la reorientación del cuerpo humano se presenta en la Tabla 11.

Tabla 11

Variación de las coordenadas del modelo al cambiar la ubicación del soporte lumbar.

		Posición / Orientación		
Elemento	Coordenada	L3	L4-L3	L3-L2
Soporte	Soporte_ty	0.095 [m]	0.075 [m]	0.107 [m]
Pelvis	Pelvis_tx	(-)0.004[m]	0 [m]	(-)0.001[m]
Pelvis	Pelvis_ty	(-)0.007[m]	(-)0.01 [m]	(-)0.008[m]
Vértebras L.	flex_extension	14.5°	13°	15.15°
Cubito	elbow_flex	59,6°	51.1°	59.9°

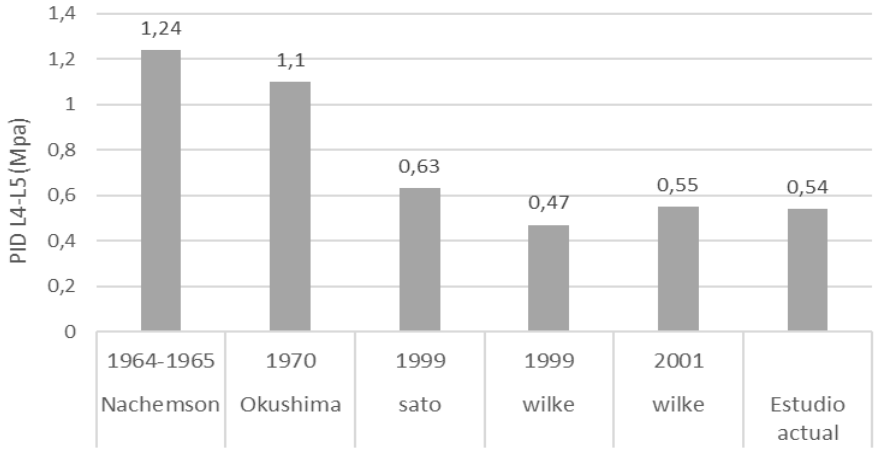
Nota. Variaciones para un soporte de 30 mm e inclinación del asiento de 0°.

6 Discusión de los Resultados

Sobre el valor de presión intradiscal o PID a nivel L4-L5 como variable respuesta a las variables de soporte lumbar e inclinación del asiento de una silla de conducción se identificó que los primeros estudios de medición en vivo de PID presentaban valores por encima de 1 MPa, (Nachemson, 1960) (A. Nachemson, 1966) pero con la mejora de los sensores y del proceso de medición dichos valores se redujeron a valores cercanos a 0.55 Mpa, (H. J. Wilke et al., 1999)(H. J. Wilke et al., 2001) que se han tomado como base en estudios posteriores y más recientes para validar los datos obtenidos (Claus et al., 2008) ver Figura 28.

Figura 28

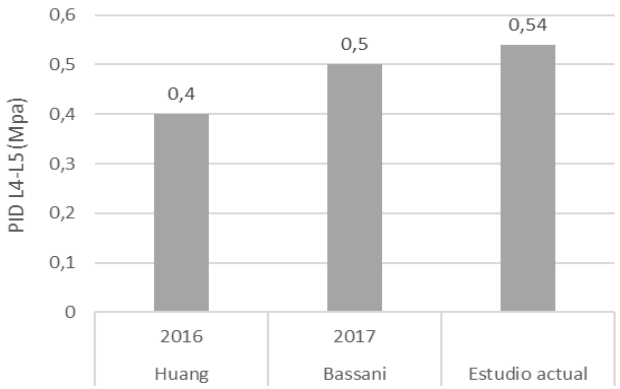
PID L4-L5 con medición en vivo para postura sedente.



El valor promedio de PID obtenido de las variaciones angulares del asiento y las prominencias del soporte lumbar en el presente estudio fue de 0.45 Mpa, el cual se encuentra dentro del rango de 0.45 y 0.65 Mpa, que corresponden al estudio de medición en vivo en posición sedente de (H. J. Wilke et al., 2001). Seguidamente, y comparando específicamente la posición del asiento horizontal (0°) cuyo valor promedio es 0.51 Mpa se ubicó dentro de los valores de 0.44 a 0.55 Mpa para la postura sedente con espalda recta y semi flexionada sobre una silla y un butaco sin inclinación.

Figura 29

PID L4-L5 Modelos biomecánicos en postura sedente

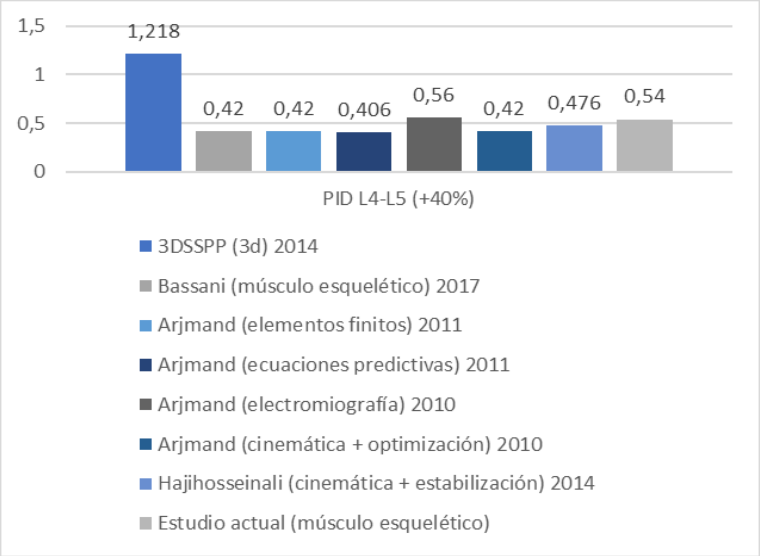


Por otro lado, haciendo una comparación con otros modelos biomecánicos, los datos de PID encontrados en el presente estudio no se alejan de los datos obtenidos por autores como (Huang et al., 2016) y (Bassani et al., 2017) utilizando los programas de modelado musculoesquelético LifeMOD y AnyBody respectivamente, en los dos casos se usan las medidas antropométricas y de sección de disco lumbar de (18 cm^2) en L4-L5 de los estudios de (H. J. Wilke et al., 2001).

Siguiendo lo hallado por A. Nachemson (1966) donde al pasar de una postura de pie a una postura sedente se incrementa la presión intradiscal hasta un 40% se pueden estimar las PID de modelos biomecánicos que se han desarrollado originalmente en postura de pie para encontrar así el valor equivalente a una postura sedente. En la Figura 30, se muestran los valores de PID a través de modelos biomecánicos con programas 3d, calculo por elementos finitos, ecuaciones predictivas, electromiografía (Arjmand et al., 2011), cálculos cinemáticos (Hajihosseinali et al., 2014) y modelos musculoesqueléticos (Bassani et al., 2017). Todos los datos de los modelos biomecánicos se aproximan a los datos de PID del presente estudio a excepción del programa 3DSSPP.

Figura 30

PID L4-L5 modelos biomecánicos postura de pie con incremento del 40%



Nota. Se muestran los valores de PID incrementados un 40%. El valor del estudio actual no posee incremento.

En relación con la prominencia del soporte lumbar, los valores de 30, 40 y 50 mm que representan los menores valores de PID en el presente estudio son consistentes con algunos de los datos encontrados en la literatura. Es así como Harrison et al., (2000) propone un valor de 50 mm para mantener la correcta curvatura lumbar en posición de conducción. Por su parte Nachemson (1975) identificó que un soporte de 40 mm beneficia la reducción de la presión en los discos. Este mismo valor de 40 mm según Andersson et al, (1979) permite restaurar la lordosis lumbar para aproximarla a la generada de forma natural al estar de pie. También se identificó que los valores de prominencia más favorables (30 mm a 50 mm) coinciden con el rango de 20 mm a 50 mm de prominencia para mantener una adecuada lordosis lumbar identificado en el estudio de De Carvalho & Callaghan, (2012) a excepción del soporte de 20

mm el cual en este estudio representa el valor más alto de PID. Adicionalmente en estudios de análisis de elementos finitos para la posición de conducción, un valor de 10 mm es el tamaño óptimo para lograr la comodidad del asiento (Guo et al., 2016), pero en este estudio representa un valor alto de PID desfavorable para la percepción de comodidad. Finalmente, la variación dinámica de la prominencia del soporte de este estudio concuerda con las recomendaciones sobre soportes ajustables y de prominencia variable de los autores (Aota et al., 2007) y (Harrison et al., 2000)

En términos de la inclinación del asiento, autores como Maradei et al., (2017) han concluido que la percepción de dolor lumbar se reduce debido a la variación angular del asiento de forma lenta y periódica desde -5° hasta +5°. De esta manera este estudio concuerda debido a que el rango de variación de inclinación más favorable se encontró entre -4° y +4° según los datos respuesta de PID.

Por otra parte Harrison et al., (2000) propone que la inclinación del asiento sea de +10° para lograr una postura optima de conducción, y Huang et al., (2016) encuentra que los mejores valores para reducir las fuerzas de compresión lumbar se obtienen con las inclinaciones de -5, +5 y +10, siendo +10 la más favorable. En este sentido los hallazgos de este estudio para la inclinación +10 no concuerdan debido a que esta inclinación genera uno de los valores más altos de PID, pero si se ajusta a los valores del rango -5 a +5 con valores bajos de PID.

Sobre la ubicación del soporte lumbar se encontró que la ubicación más favorable es a nivel de la vertebra L3 ó L2-L3 con una distancia entre 240 mm y 250 mm medidos desde la superficie del asiento, estas ubicaciones arrojaron un comportamiento similar y concuerda con los estudios de (De Carvalho & Callaghan, 2012) y (Majeske & Buchanan, 1984) sobre las ubicaciones para lograr mayor rotación de la pelvis y su beneficio para reducir el dolor lumbar.

Por otro lado, se halló que la ubicación más baja es decir a nivel L3-L4 (230 mm) la cual es sugerida por (Coleman et al., 1998) para una postura sedente confortable, en éste estudio generó los valores más altos de PID convirtiéndose en la ubicación menos favorable.

Dentro de las necesidades futuras de investigación se contempla incluir la variación de la inclinación del espaldar entre el rango de 90° y 110° con respecto a la horizontal para analizar su efecto sobre la presión intradiscal y también poder hallar la compensación en la ubicación del soporte lumbar a medida que se inclina el espaldar.

De igual forma se debe tener en cuenta la reubicación de los pies, para lograr una posición óptima (mantener el ángulo de la rodilla) de tal forma que los muslos siempre estén en contacto con la superficie del asiento para que la presión sobre el asiento se distribuya homogéneamente y así evitar incomodidad. Lo anterior también se puede lograr ajustando la ubicación de la silla hacia adelante o hacia atrás para preservar el ángulo de la rodilla cuando se hace la variación angular del asiento.

Los modelos biomecánicos son representaciones aproximadas donde se simplifica la complejidad del cuerpo humano para lograr los análisis. Por lo tanto, los modelos no copian en su totalidad las características antropomórficas de una persona pudiendo generar variaciones en los análisis a desarrollar, como por ejemplo calcular las fuerzas musculares. También se encontró que el modelo biomecánico es muy sensible a los pequeños cambios de los coeficientes de rigidez y disipación cuando interactúan superficies de contacto generando movimientos antinaturales si no está bien configurado, resaltando que la estabilidad del modelo se logró en gran medida a los parámetros encontrados por (Hast et al., 2019) en su estudio enfocado solo a dicho tema. Adicionalmente los tiempos de cómputo pueden llegar a ser muy grandes,

consumiendo más de 10 horas para simular 2 segundos cuando interactúan superficies complejas de tipo malla, por lo cual es aconsejable usar superficies y geometrías sencillas.

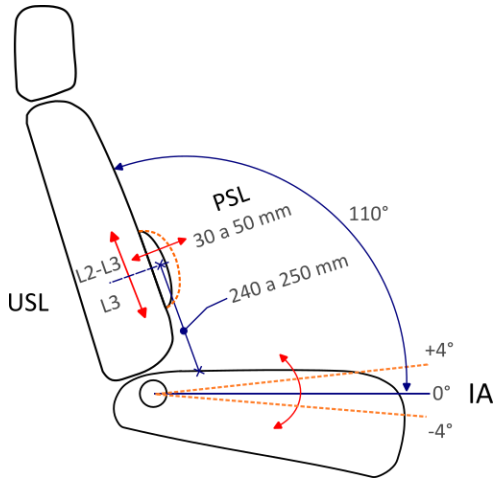
7 Conclusiones

De acuerdo con la pregunta de investigación del estudio ¿En qué medida un movimiento simultáneo y dinámico de la ubicación del soporte lumbar, la prominencia del soporte lumbar, y la inclinación del asiento de una silla de conducción afecta la presión intradiscal de la zona lumbar? Se desarrolló en primera instancia un modelo musculoesquelético por medio de los parámetros biomecánicos identificados en la literatura el cual interactúa con las variaciones de la inclinación del asiento y las características del soporte lumbar (prominencia y ubicación) de una silla de conducción. El modelo permitió calcular la cinemática y dinámica de los elementos del cuerpo humano simulado, así como hallar valores de respuesta de presión intradiscal a nivel de las vértebras lumbares L4 Y L5 con una media de 0.539 Mpa, acordes a los datos encontrados en estudios previos de modelos computacionales y en vivo (H. J. Wilke et al., 1999)

A través del estudio por medio de la simulación musculoesquelética. Se puede concluir que un ajuste dinámico del asiento con movimientos pequeños que permitan variar la prominencia del soporte lumbar entre 30 y 50 mm y la inclinación del asiento entre -4 y +4, además, ubicando el soporte lumbar a una distancia aproximada entre 240 y 250 mm con respecto a la superficie del asiento que coincida con las vértebras L3 ó L3 y L2, tiene un efecto significativo en la reducción de la presión intradiscal en el disco intervertebral L4-L5. Obteniendo de esta forma los valores más bajos de presión Intradiscal PID L4-L5. Figura 31. Ver video de movimiento en el enlace del Apéndice C.

Figura 31

Variaciones en la inclinación del asiento, la prominencia del soporte lumbar y ubicación del soporte para conseguir las menores PID L4-L5 con un espaldar a 110°



Nota. Para que el soporte lumbar conserve su ubicación L2 ó L2-L3 por cada 2° de inclinación del asiento se debe compensar 2.3 mm en la altura de ubicación del soporte lumbar.

Los datos encontrados sobre las variaciones posicionales más favorables de los elementos de la silla de conducción son relevantes al contribuir a la reducción de la presión intradiscal como uno de los factores predominantes de la generación de dolor lumbar. Igualmente será útil para hallar evidencias que promuevan el desarrollo de nuevos dispositivos y sistemas para las sillas y de esta forma se puedan mitigar los trastornos musculoesqueléticos de la zona lumbar en la postura de conducción prolongada.

Referencias Bibliográficas.

A. Nachemson. (1966). Load on lumbar disks in various positions. In *Clinical Orthopaedics and Related Research* (Vol. 45, pp. 107–122).

Actis, J. A., Honegger, J. D., Gates, D. H., Petrella, A. J., Nolasco, L. A., & Silverman, A. K. (2018). Validation of lumbar spine loading from a musculoskeletal model including the lower limbs and lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, *68*, 107–114. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.12.001

Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1985). The effect of posture on the strength of the lumbar spine. *Engineering in Medicine*, *10*(4), 199–202. https://doi.org/10.1243/EMED_JOUR_1981_010_053_02

Andersson et al. (1979). *The Influence of backrest inclination and Lumbar Support on Lumbar Lordosis*.

Aota, Y., Iizuka, H., Ishige, Y., Mochida, T., Yoshihisa, T., Uesugi, M., & Saito, T. (2007). Effectiveness of a lumbar support continuous passive motion device in the prevention of low back pain during prolonged sitting. *Spine*, *32*(23), 674–677. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318158cf3e

Arjmand, N., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., Larivière, C., & Parnianpour, M. (2011). Predictive equations to estimate spinal loads in symmetric lifting tasks. *Journal of Biomechanics*, *44*(1), 84–91. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.08.028

Arnold, E. M., Ward, S. R., Lieber, R. L., & Delp, S. L. (2010). A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*, *38*(2), 269–279. https://doi.org/10.1007/s10439-009-9852-5

Arshad, R., Zander, T., Bashkuev, M., & Schmidt, H. (2017). Influence of spinal disc translational stiffness on the lumbar spinal loads, ligament forces and trunk muscle forces during upper body inclination. *Medical Engineering and Physics*, *46*(2017), 54–62. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.05.006

Azari, F., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., & Rahimi-Moghaddam, T. (2017). A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing. *Journal of Biomechanics, 2017*. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.026

Bassani, T., Stucovitz, E., Qian, Z., Briguglio, M., & Galbusera, F. (2017). Validation of the AnyBody full body musculoskeletal model in computing lumbar spine loads at L4L5 level. *Journal of Biomechanics*, *58*, 89–96. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.025

Baumgartner, D., Zemp, R., List, R., Stoop, M., Naxera, J., Elsig, J. P., & Lorenzetti, S. (2012). The Spinal Curvature of Three Different Sitting Positions Analysed in an Open MRI Scanner. *The Scientific World Journal*, *2012*, 1–7. https://doi.org/10.1100/2012/184016

Beal, M. C. (2011). *The Principles of Palpatory Diagnosis and Manipulative Technique Affiliated with the American Osteopathic Association The Principles of Palpatory Diagnosis and Manipulative Technique*. 7.

Betancourt, D. P. (2010). *Guía de Atención Integral Basada en la Evidencia para Dolor Lumbar*

Inespecífico y Enfermedad Discal Relacionados con la Manipulación Manual de Cargas y otros Factores de Riesgo en el Lugar de Trabajo (GATI- DLI- ED) (Vol. 2007).

Bruno, A. G., Bouxsein, M. L., & Anderson, D. E. (2015). Development and Validation of a Musculoskeletal Model of the Fully Articulated Thoracolumbar Spine and Rib Cage. *Journal of Biomechanical Engineering*, *137*(8), 081003. https://doi.org/10.1115/1.4030408

Chen, J.-C. (2005). Occupational factors associated with low back pain in urban taxi drivers. *Occupational Medicine*, *55*(7), 535–540. https://doi.org/10.1093/occmed/kqi125

Chen, J. C., Dennerlein, J. T., Chang, C. C., Chang, W. R., & Christiani, D. C. (2005). Seat inclination, use of lumbar support and low-back pain of taxi drivers. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, *31*(4), 258–265. https://doi.org/10.5271/sjweh.881

Christophy, M., Senan, N. A. F., Lotz, J. C., & O'Reilly, O. M. (2012). A Musculoskeletal model for the lumbar spine. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *11*(1–2), 19–34. https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6

Claus, A., Hides, J., Moseley, G. L., & Hodges, P. (2008). Sitting versus standing: Does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *18*(4), 550–558. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.10.011

Coleman, N., Hull, B. P., & Ellitt, G. (1998). An empirical study of preferred settings for lumbar support on adjustable office chairs. *Ergonomics*, *41*(4), 401–419. https://doi.org/10.1080/001401398186900

Daeijavad, S., & Maleki, A. (2016). Proper farm tractor seat angles for the right posture using FEM. *Computers and Electronics in Agriculture*, *124*, 318–324. https://doi.org/10.1016/j.compag.2016.02.025

Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & de Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, *14*(8), 1100–1111. https://doi.org/10.1016/j.simpat.2006.09.001

De Carvalho, D. E., & Callaghan, J. P. (2012). Influence of automobile seat lumbar support prominence on spine and pelvic postures: A radiological investigation. *Applied Ergonomics*, *43*(5), 876–882. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.12.007

de Zee, M., Hansen, L., Wong, C., Rasmussen, J., & Simonsen, E. B. (2007). A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *Journal of Biomechanics*, *40*(6), 1219–1227. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.05.030

Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, *54*(11), 1940–1950. https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024

Donnelly, C. J., Callaghan, J. P., & Durkin, J. L. (2009). The effect of an active lumbar system on the seating comfort of officers in police fleet vehicles. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, *15*(3), 295–307. https://doi.org/10.1080/10803548.2009.11076809

Dreischarf, M., Bergmann, G., Wilke, H. J., & Rohlmann, A. (2010). Different arm positions and the shape of the thoracic spine can explain contradictory results in the literature about spinal loads for sitting and standing. *Spine*, *35*(22), 2015–2021. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181d55d52

Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Rohlmann, A., & Schmidt, H. (2016). Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *Journal of Biomechanics*, *49*(6), 833–845. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.038

Dunk, N. M., & Callaghan, J. P. (2010). Lumbar spine movement patterns during prolonged sitting differentiate low back pain developers from matched asymptomatic controls. *Work*, *35*(1), 3–14. https://doi.org/10.3233/WOR-2010-0953

Egund, N., Olsson, T. H., Schmid, H., & Selvik, G. (1978). Movements in the sacroiliac joints demonstrated with roentgen stereophotogrammetry. *Acta Radiologica*, *19*(5), 833–846. https://doi.org/10.1177/028418517801900513

Garcia, J. B. S., Hernandez-Castro, J. J., Nunez, R. G., Pazos, M. A. R., Aguirre, J. O., Jreige, A., Delgado, W., Serpentegui, M., Berenguel, M., Cantemir, C., & Cantisani, A. F. (2014). Prevalence of Low Back Pain in Latin America : *Pain Physician*, *17*(5), 379–391.

Ghezelbash, F., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., El-Ouaaid, Z., & Plamondon, A. (2016). Subject-specific biomechanics of trunk: musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *15*(6), 1699–1712. https://doi.org/10.1007/s10237-016-0792-3

Goode, A., Hegedus, E. J., Sizer, P., Brismee, J.-M., Linberg, A., & Cook, C. E. (2008). Three-Dimensional Movements of the Sacroiliac Joint: A Systematic Review of the Literature and Assessment of Clinical Utility. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, *16*(1), 25–38. https://doi.org/10.1179/106698108790818639

Grondin, D. E., Triano, J. J., Tran, S., & Soave, D. (2013). The effect of a lumbar support pillow on lumbar posture and comfort during a prolonged seated task. *Chiropractic and Manual Therapies*, *21*(1), 1–9. https://doi.org/10.1186/2045-709X-21-21

Guo, L. X., Dong, R. C., & Zhang, M. (2016). Effect of lumbar support on seating comfort predicted by a whole human body-seat model. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *53*, 319–327. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2016.03.004

Hagen, K. B., & Thune, O. (1998). Work incapacity from low back pain in the general population. In *Spine (Phila Pa 1976)* (Vol. 23, Issue 19, pp. 2091–2095). https://doi.org/10.1097/00007632-199810010-00010

Hajihosseinali, M., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., & Ghiasi, M. S. (2014). A novel stability and kinematics-driven trunk biomechanical model to estimate muscle and spinal forces. *Medical Engineering and Physics*, *36*(10), 1296–1304. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.07.009

Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics*, *43*(14), 2709–2716. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025

Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., & Troyanovich, S. J. (1999). Sitting biomechanics part I: Review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *22*(9), 594–609. https://doi.org/10.1016/S0161-4754(99)70020-5

Harrison, D. D., Harrison, S. O., Croft, A. C., Harrison, D. E., & Troyanovich, S. J. (2000a). Sitting biomechanics, part II: Optimal car driver's seat and optimal driver's spinal model. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *23*(1), 37–47. https://doi.org/10.1016/S0161-4754(00)90112-X

Hast, M. W., Hanson, B. G., & Baxter, J. R. (2019). Simulating contact using the elastic foundation algorithm in OpenSim. *Journal of Biomechanics*, *82*(xxxx), 392–396. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.025

Huang, M., Hajizadeh, K., Gibson, I., & Lee, T. (2016). The Influence of Various Seat Design Parameters: A Computational Analysis. *Human Factors and Ergonomics In Manufacturing*, *26*(3), 356–366. https://doi.org/10.1002/hfm.20649

Ignasiak, D., Dendorfer, S., & Ferguson, S. J. (2016). Thoracolumbar spine model with articulated ribcage for the prediction of dynamic spinal loading. *Journal of Biomechanics*, *49*(6), 959–966. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.010

Kale, H. N., & Dhamejani, C. L. (2015). *Design Seat*. 448–452.

Keegan, B. Y., & Omaha, N. (1953). *Alterations of the lumbar curve related to posture and seating*. *3*.

Kim, J., Yim, E., Jeon, C., Jung, C., & Han, B. (2012). Cold performance of various biodiesel fuel blends at low temperature. *International Journal of …*, *13*(2), 293–300. https://doi.org/10.1007/s12239

Kolich, M., & Company, F. M. (2009). Repeatability , Reproducibility , and Validity of a New Method for Characterizing Lumbar Support in Automotive Seating. *Human Factors*, *51*(2), 193–207. https://doi.org/10.1177/0018720809335673.

Kresal, F., Bertoncel, T., & Meško, M. (2017). Psychosocial Factors in the Development of Low Back Pain among Professional Drivers. *Organizacija*, *50*(2), 151–162. https://doi.org/10.1515/orga-2017-0010

Kresal, F., Roblek, V., Jerman, A., & Meško, M. (2015). Lower back pain and absenteeism among professional public transport drivers. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, *21*(2), 166–172. https://doi.org/10.1080/10803548.2015.1029289

Lee, J. K., Gomez, J., Michelsen, C., Kim, Y., Moldavsky, M., Chinthakunta, S. R., & Khalil, S. (2013). In vitro biomechanical study to quantify range of motion, intradiscal pressure, and facet force of 3-level dynamic stabilization constructs with decreased stiffness. *Spine*, *38*(22), 1913–1919. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182a6a4ec

Lis, A. M., Black, K. M., Korn, H., & Nordin, M. (2007). Association between sitting and occupational LBP. *European Spine Journal*, *16*(2), 283–298. https://doi.org/10.1007/s00586-006-0143-7

Majeske, C., & Buchanan, C. (1984). Quantitative description of two sitting postures. With and

without a lumbar support pillow. *Physical Therapy*, *64*(10), 1531–1533. https://doi.org/10.1093/ptj/64.10.1531

Makhsous, M., Lin, F., Bankard, J., Hendrix, R. W., Hepler, M., & Press, J. (2009). Biomechanical effects of sitting with adjustable ischial and lumbar support on occupational low back pain: Evaluation of sitting load and back muscle activity. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *10*, 1–12. https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-17

Maradei, F., Espinel, F., & Peña, A. (2008). Estudio de valores antropométricos para la región nororiental colombiana. *Diciembre*, *7*(2), 153–167.

Maradei, F., Quintana, L., & Castellanos, J. (2015). Macro repositioning movements of pelvis and trunk during simulated driving tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *46*, 19–28. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2015.01.003

Maradei, F., Quintana, L., & Castellanos, J. (2016). Effect of seat inclination on intradiscal pressure during simulated driving task, assessed using a biomechanical model. *Ingeniare. Revista Chilena de Ingeniería*, *24*(3), 520–528. https://doi.org/10.4067/s0718-33052016000300016

Maradei, F., Quintana, L., & Castellanos, J. (2017). Influence of seat tilt motion on discomfort perception during a simulated driving activity. *Work*, *56*(1), 99–110. https://doi.org/10.3233/WOR-162464

Marani, E., & Koch, W. F. R. M. (2014). The Pelvis: Structure, gender and society. *The Pelvis: Structure, Gender and Society*, *9783642400*, 1–558. https://doi.org/10.1007/978-3-642-

40006-3

Mehta, C. R., Gite, L. P., Pharade, S. C., Majumder, J., & Pandey, M. M. (2008). Review of anthropometric considerations for tractor seat design. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *38*(5–6), 546–554. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2007.08.019

Miyamoto, M., Konno, S., Gembun, Y., Liu, X., Minami, K., & Ito, H. (2008). Epidemiological Study of Low Back Pain and Occupational Risk Factors among Taxi Drivers. *Industrial Health*, *46*(2), 112–117. https://doi.org/10.2486/indhealth.46.112

Miyamoto, M., Shirai, Y., Nakayama, Y., Gembun, Y., & Kaneda, K. (2000). An epidemiologic study of occupational low back pain in truck drivers. In *Journal of Nippon Medical School = Nippon Ika Daigaku zasshi* (Vol. 67, Issue 3, pp. 186–190). https://doi.org/10.1272/jnms.67.186

Nachemson, A. (1960). Lumbar intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, *43*, 1–104. https://doi.org/10.3109/ort.1960.31.suppl-43.01

Nachemson, A. (1975). Towards a better understanding of low-back pain: A review of the mechanics of the lumbar disc. *Rheumatology*, *14*(3), 129–143. https://doi.org/10.1093/rheumatology/14.3.129

Naseri, A. (2011). *Interface Pressure and Vibration Comfort Evaluations*. *September*.

Nazari, J., Pope, M. H., & Graveling, R. A. (2015). Feasibility of Magnetic resonance imaging (MRI) in obtaining nucleus pulposus (NP) water content with changing postures. *Magnetic*

Resonance Imaging, *33*(4), 459–464. https://doi.org/10.1016/j.mri.2015.01.006

Nissan, M., & Gilad, I. (1986). Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane. *Journal of Biomechanics*, *19*(9). https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90198-3

Park, S. J., Kim, C. B., Kim, C. J., & Lee, J. W. (2000). Comfortable driving postures for Koreans. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *26*(4), 489–497. https://doi.org/10.1016/S0169-8141(00)00020-2

Pynt, J., Higgs, J., & Mackey, M. (2001). Seeking the optimal posture of the seated lumbar spine. *Physiotherapy Theory and Practice*, *17*(1), 5–21. https://doi.org/10.1080/09593980151143228

Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, *49*(7), 1238–1243. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046

Rasmussen, J., Tørholm, S., & de Zee, M. (2009). Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *39*(1), 52–57. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2008.07.008

Rhimi, A. (2017). Concepts for the reduction of the discomfort generated by the prolonged static posture during the driving task, part II: Experiments and validations. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *57*, 55–62. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2016.11.006

Sato, K., Kikuchi, S., & Yonezawa, T. (1999). In vivo intradiscal pressure measurement in

healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine*, *24*(23), 2468–2474. https://doi.org/10.1097/00007632-199912010-00008

Schmidt, S., Amereller, M., Franz, M., Kaiser, R., & Schwirtz, A. (2014). A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture. *Applied Ergonomics*. https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.04.009

Seth, A., Sherman, M., Eastman, P., & Delp, S. (2010). Minimal formulation of joint motion for biomechanisms. *Nonlinear Dynamics*, *62*(1–2), 291–303. https://doi.org/10.1007/s11071-010-9717-3

Seth, A., Sherman, M., Reinbolt, J. A., & Delp, S. L. (2011). OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM*, *2*(May 2014), 212–232. https://doi.org/10.1016/j.piutam.2011.04.021

Stokes, I. A. F., Gardner-Morse, M. G., & Henry, S. M. (2010). Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *Clinical Biomechanics*, *25*(9), 859–866. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.018

Sullivan, P. B. O., Sullivan, K. O., Sullivan, P. B. O., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Farrell, G. T., Ther, M. M., Jefford, E., Ther, M. M., Naylor, C. S., Ther, M. M., Sullivan, K. J. O., & Ther, M. M. (2014). *Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population Effect of Different Upright Sitting Postures on Spinal- Pelvic Curvature and Trunk Muscle Activation in a Pain-Free Population*. *31*(November 2015), 707–712.

van Deursen, D. L., Lengsfeld, M., Snijders, C. J., Evers, J. J. M., & Goossens, R. H. M. (2000). Mechanical effects of continuous passive motion on the lumbar spine in seating. *Journal of Biomechanics*, *33*(6), 695–699. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00231-6

van Geffen, P., Reenalda, J., Veltink, P. H., & Koopman, B. F. J. M. (2010). Decoupled pelvis adjustment to induce lumbar motion: A technique that controls low back load in sitting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *40*(1), 47–54. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2009.08.015

Van Geffen, P., Reenalda, J., Veltink, P. H., & Koopman, B. F. J. M. (2008). Effects of sagittal postural adjustments on seat reaction load. *Journal of Biomechanics*, *41*(10), 2237–2245. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.04.012

Van Geffen, P., Veltink, P. H., & Koopman, B. F. J. M. (2009). Can pelvis angle be monitored from seat support forces in healthy subjects? *Journal of Biomechanical Engineering*, *131*(3), 1–5. https://doi.org/10.1115/1.3005345

Villanueva, M. B. G., Takeuchi, Y., Sotoyama, M., Jonai, H., & Saito, S. (1996). Adjustments of posture and viewing parameters of the eye to changes in the screen height of the visual display terminal. *Ergonomics*, *39*(7), 933–945. https://doi.org/10.1080/00140139608964515

Viswanathan, M., Jorgensen, M. J., & Kittusamy, N. K. (2006). Field evaluation of a continuous passive lumbar motion system among operators of earthmoving equipment. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *36*(7), 651–659. https://doi.org/10.1016/j.ergon.2006.04.006

Wagnac, E., Arnoux, P.-J., Garo, A., & Aubin, C.-E. (2012). Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *50*(9), 903–915. https://doi.org/10.1007/s11517-012-0908-6

Wilke, H.-J., Neef, P., Hinz, B., Seidel, H., & Claes, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, *16*, *Supple*(1), S111--S126. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00103-0

Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, *24*(8), 755–762. https://doi.org/10.1097/00007632-199904150-00005

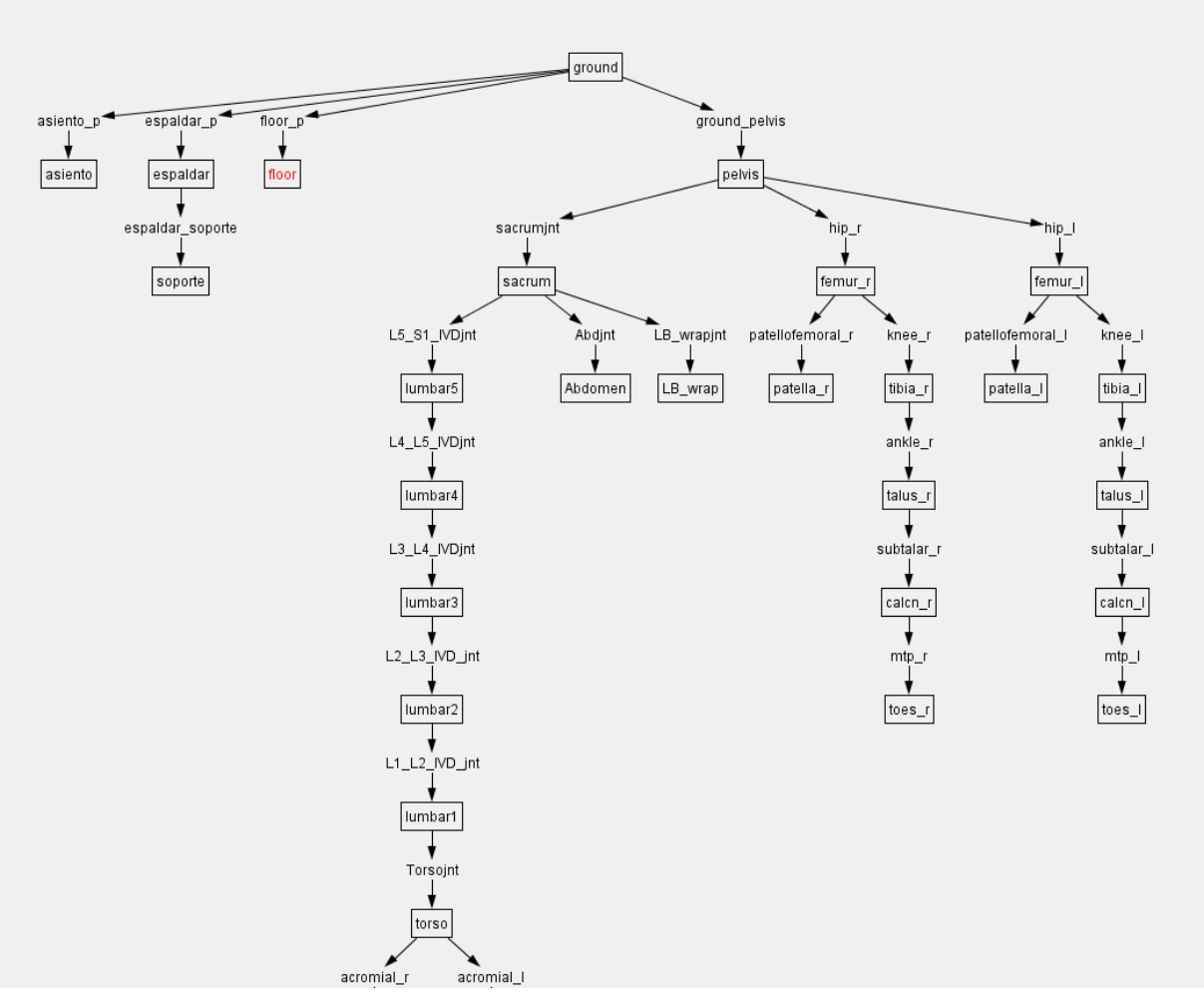
Zenk, R., Mergl, C., Hartung, J., Sabbah, O., & Bubb, H. (2011). Objectifying the Comfort of Car Seats. *Human Factors*, *724*. https://doi.org/10.4271/2006-01-1299

Zhou, S. H., McCarthy, I. D., McGregor, A. H., Coombs, R. R. H., & Hughes, S. P. F. (2000). Geometrical dimensions ,of the lumbar vertebrae - Analysis of data from digitised CT images. *European Spine Journal*, *9*(3), 242–248. https://doi.org/10.1007/s005860000140

Apéndices

Apéndice A. Código del modelo muscular. Seguir el siguiente enlace: Apéndices tesis donde se encuentra el código para cada uno de los modelos desarrollados en el presente estudio y el programa Notepad de instalación sencilla, para visualizarlo.

Apéndice B. Mapa morfológico del modelo. Se puede visualizar en la interfaz gráfica IGU del programa Open Sim. El instalador se encuentra en el siguiente enlace: Instaladores o se puede descargar de: https://simtk.org/frs/?group_id=91



Apéndice C. Modelo de movimiento y video.

En el enlace: Modelo de Movimiento se encentran los archivos del modelo y un video del movimiento generado.

Apéndice D. Tablas de la configuración para variar las posiciones. Ejemplo cambio de soporte lumbar.

Soporte	10		
Parte del cuerpo	Coordenada	Tipo	Variación
Asiento	Angulo Z	Angulo	2°
Pelvis	pelviz_ty	Desplazamiento	0,003 [m]
Fémur	hip_flexion_r	Angulo	2°
Tibia	knee_angle_r	Angulo	5,1°
Talón	ankle_angle_r	Angulo	3°
Soporte	Coordenada Y	Desplazamiento	0,0033 [mm]
Suelo	Coordenada X	Desplazamiento	0,016 [m]
Ante brazo	elbow_flex_r	Angulo	0,9°

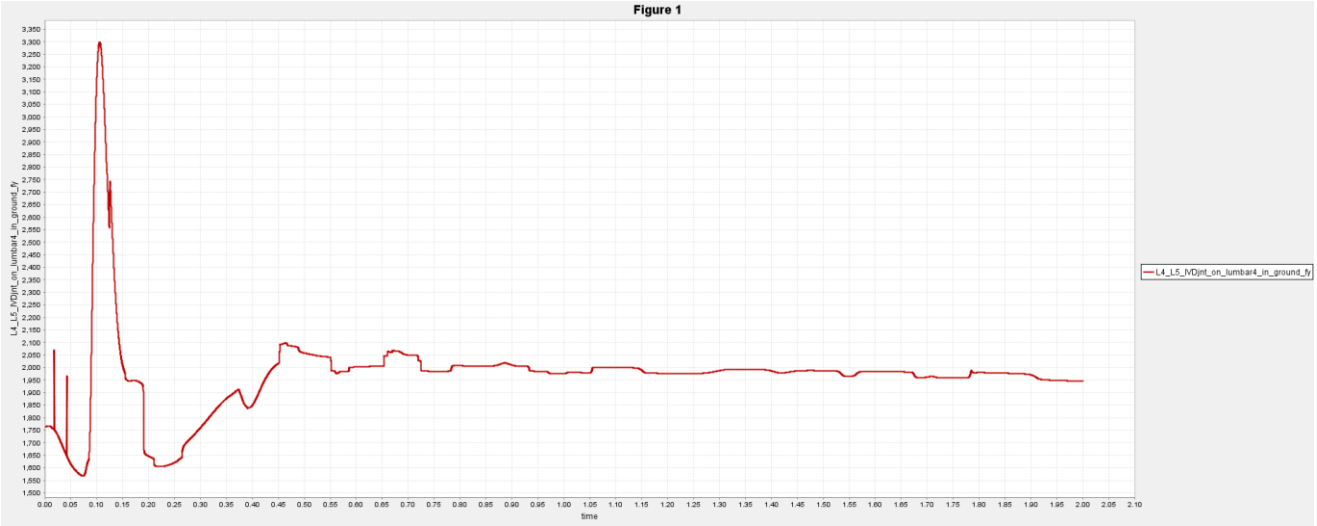
Soporte	20		
Parte del cuerpo	Coordenada	Tipo	Variación
Asiento	Angulo Z	Angulo	2°
Pelvis	pelviz_ty	Desplazamiento	0,003 [m]
Fémur	hip_flexion_r	Angulo	2°
Tibia	knee_angle_r	Angulo	5,1°
Talón	ankle_angle_r	Angulo	3°
Soporte	Coordenada Y	Desplazamiento	0,0033 [mm]
Suelo	Coordenada X	Desplazamiento	0,015 [m]
Ante brazo	elbow_flex_r	Angulo	0,6°

Soporte	30		
Parte del cuerpo	Coordenada	Tipo	Variación
Asiento	Angulo Z	Angulo	2°
Pelvis	pelviz_ty	Desplazamiento	0,004 [m]
Fémur	hip_flexion_r	Angulo	2°
Tibia	knee_angle_r	Angulo	5,3°
Talón	ankle_angle_r	Angulo	3,5°
Soporte	Coordenada Y	Desplazamiento	0,004 [mm]
Suelo	Coordenada X	Desplazamiento	0,014 [m]
Ante brazo	elbow_flex_r	Angulo	0,8°

Soporte	40		
Parte del cuerpo	Coordenada	Tipo	Variación
Asiento	Angulo Z	Angulo	2°
Pelvis	pelviz_ty	Desplazamiento	0,005 [m]
Fémur	hip_flexion_r	Angulo	2°
Tibia	knee_angle_r	Angulo	5,3°
Talón	ankle_angle_r	Angulo	3,5°
Soporte	Coordenada Y	Desplazamiento	0,005 [mm]
Suelo	Coordenada X	Desplazamiento	0,016 [m]
Ante brazo	elbow_flex_r	Angulo	1°

Soporte	50		
Parte del cuerpo	Coordenada	Tipo	Variación
Asiento	Angulo Z	Angulo	2°
Pelvis	pelviz_ty	Desplazamiento	0,005 [m]
Fémur	hip_flexion_r	Angulo	2°
Tibia	knee_angle_r	Angulo	5,4°
Talón	ankle_angle_r	Angulo	3,5°
Soporte	Coordenada Y	Desplazamiento	0,005 [mm]
Suelo	Coordenada X	Desplazamiento	0,015 [m]
Ante brazo	elbow_flex_r	Angulo	1°

Apéndice E Graficas de fuerza intradiscal. Estabilización final del modelo. Ejemplo para la respuesta de fuerza intradiscal para un soporte de 30 mm con una inclinación de +8°



Apéndice F Tablas datos de PID L4-L5. Inclinación del asiento vs Prominencia del soporte Lumbar.

	+10	+8	+6	+4	+2	0	-2	-4	-6	-8	-10	
10	0,581	0,53	0,52	0,58	0,67	0,62	0,65	0,53	0,55	0,54	0,61	**0,58**
20	0,69	0,50	0,58	0,57	0,64	0,52	0,53	0,54	0,63	0,66	0,62	**0,59**
30	0,55	0,57	0,49	0,50	0,47	0,46	0,50	0,48	0,50	0,52	0,53	**0,51**
40	0,64	0,49	0,53	0,47	0,45	0,54	0,46	0,46	0,46	0,59	0,55	**0,51**
50	0,65	0,51	0,51	0,43	0,48	0,42	0,48	0,54	0,53	0,46	0,53	**0,50**
	0,62	**0,52**	**0,53**	**0,51**	**0,54**	**0,51**	**0,52**	**0,51**	**0,54**	**0,55**	**0,57**	**0,54**

Descriptive Statistics	
Mean	0,539
Standard Error	0,009
Median	0,530
Standard Deviation	0,066
Sample Variance	0,004
Kurtosis	-0,527
Skewness	0,461
Range	0,270
Maximum	0,690
Minimum	0,419
Sum	29,657
Count	55,000
Geometric Mean	0,535
Harmonic Mean	0,531
IQR	0,092

Apéndice G Tablas de datos de PID L4-L5 (Mpa). Inclinación del asiento vs Ubicación del soporte Lumbar

	L2-L3	L3	L3-L4
+10	0,811	0,647	0,744
+9	0,940	0,608	0,614
+8	0,545	0,571	0,779
+7	0,570	0,568	0,616
+6	0,534	0,528	0,835
+5	0,515	0,688	0,618
+4	0,512	0,578	0,684
+3	0,546	0,688	0,531
+2	0,611	0,517	0,505
+1	0,512	0,507	0,560
0	0,515	0,511	0,500
1	0,523	0,522	0,494
-2	0,644	0,536	0,791
3	0,531	0,661	1,000
-4	0,529	0,520	0,626
5	0,537	0,536	0,682
-6	0,549	0,545	0,582
7	0,606	0,548	0,567
-8	0,641	0,556	0,616
9	0,607	0,568	0,680
-10	0,568	0,600	0,552

Descriptive Statistics	
Mean	0,602
Standard Error	0,013
Median	0,568
Standard Deviation	0,105
Sample Variance	0,011
Kurtosis	3,879
Skewness	1,872
Range	0,506
Maximum	1,000
Minimum	0,494
Sum	37,924
Count	63,000
Geometric Mean	0,594
Harmonic Mean	0,588
IQR	0,103