

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE CIUDAD JUAREZ

INSTITUTO DE ARQUITECTURA, DISEÑO Y ARTE



**Diseño de una ortesis de soporte para la carga lumbar
dirigida al personal de enfermería y apoyo clínico
hospitalario.**

Juan Ismael Perez Guadian

**MAESTRÍA EN DISEÑO Y DESARROLLO DEL
PRODUCTO**

16 de agosto de 2021

Índice de contenido

Introducción.....	7
Capítulo 1. Revisión de literatura.	9
1.1 Anatomía funcional de la columna lumbar.	10
1.2 Procedencia anatómica del dolor.....	11
1.3 Mecánica de la lesión de la columna lumbar.	11
1.3 Tratamiento farmacológico.....	14
1.4.1 Acetaminofén y AINEs.....	14
1.4.2 Relajantes de músculo esquelético.	14
1.4.3 Opioides y Tramadol.....	14
1.4 Tratamiento no farmacológico.....	15
1.5.1 Educación.....	15
1.5.2 Calor local.....	15
1.5.3 Ejercicio, masaje y manipulación espinal.....	15
1.5.4 Acupuntura	15
1.5.5 Medios físicos.....	15
1.6 Exoesqueletos y ortesis.	16
1.6.1 Exoesqueletos desarrollados para miembro superior.....	16
1.6.2 Exosqueleto con 7 grados de libertad.....	16
1.6.3 Exoesqueleto con 5 grados de libertad.....	17
1.6.4 Exoesqueleto de rehabilitación espejo.	17
1.6.5 Ortesis de tronco y columna	17
1.7 Tipos de ortesis de tronco.....	18
1.7.1 Corsé pasivos	18
1.7.2 Corsés activos.	21
1.8 Productos similares en el mercado.	23
1.8.1 Ortesis espinal. Patente US20090054818.....	23
1.8.2 Cinturón ortopédico de soporte lumbar. Patente US20130331755.....	24
1.8.3 Ortesis de tronco. Patente US20120035519	25
1.8.4 Ortesis de espalda baja. Patente US20080208091	26
1.8.5 Apoyo ortopédico conformable con soporte lumbar. Patente US5433697	26

1.8.6 Ortesis espinal toracolumbosacra de contacto total. Patente US20060287625.	27
1.8.7 Ortesis lumbosacra de perfil bajo. Patente US6666838.	28
1.8.8 Ortesis de tirante ajustable para corregir la inclinación hacia adelante. Patente US20100069806.....	29
1.9. Análisis de la literatura.....	30
Capítulo 2. Objetivo.....	31
2.1 Objetivos particulares	31
Capítulo 3. Metodología	32
3.1. Método utilizado en la revisión del estado del arte.	32
3.2. Desarrollo de una propuesta de diseño.	33
3.2.1 Participantes y técnica de recolección de datos.	33
3.2.2 Criterios de inclusión y exclusión.....	33
3.3 Método Kano.....	33
3.4 Diseño experimental del método de simulación.....	33
3.5 Variables	34
3.5.1 Variables independientes.....	34
3.5.2 Variables dependientes	34
3.6 Simulación.....	34
3.7 Análisis de materiales	36
Capítulo 4. Resultados	38
4.1 Método Kano.....	38
4.2. Análisis factorial	40
4.3. Diseño de prototipo de ortesis lumbar.....	42
4.4. Resultados de la simulación sin el uso de la ortesis lumbar.	48
4.4. Factor de frecuencia	52
4.5. Resultados de la simulación usando la ortesis de soporte lumbar.....	53
4.6 Comprobación estadística de la mejora.....	57
4.7 Prototipado y prueba de ajuste.	59
5. Conclusiones	60
5.1. Discusión y recomendaciones a futuro.	60
5.2 Colaboradores	61
Bibliografía	62

Índice de figuras y tablas

Figura 1 – Movimiento lumbar (Bogduk, 2005)	10
Figura 2. Corsé Taylor (http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf , 2012).....	19
Figura 3. Corsé Taylor con muletilas (http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf , 2012)	19
Figura 4. Corsé de Knight (http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf , 2012).....	20
Figura 5. Corsé tipo Williams	21
Figura 6. Marco de hiperextensión (http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf , 2012)	21
Figura 7. Corsé Milwaukee (Kotwickil, 2008)	22
Figura 8. Corsé de Boston. (http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf , 2012).....	22
Figura 9. Corsé activo de hipercorrección (http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf , 2012)	23
Figura 10. Perspectivas frontal y lateral de la ortesis torolumbosacral / Vista frontal de la ortesis	24
Figura 11. Vista de cinturón ortopédico de soporte lumbar en un paciente / Vistas laterales.....	25
Figura 12. Ortesis de tronco.....	25
Figura 13. Perspectiva lateral de ortesis de espalda baja / Vista isométrica.....	26
Figura 14. Vistas frontal y trasera del apoyo ortopédico con soporte lumbar puesto en una paciente.	27
Figura 15. Vistas frontal y lateral de una ortesis espinal lumbosacra de contacto total.	27
Figura 16. Vistas en 2 y 3 dimensiones de ortesis lumbosacra de perfil bajo.	28
Figura 17. Vista frontal y lateral de la ortesis de tirante ajustable siendo utilizada por un paciente.	29
Tabla 1. Análisis de referencias por año e idioma.....	32
Figura 18. Grupos musculares en zona lumbar del modelo de OpenSim	35
Figura 19. Técnica de levantamiento de carga	35
Figura 20. Creación de líneas de transmisión de fuerza en OpenSim	36
Figura 21. Tabla de evaluación para el método kano.	38
Tabla 2. Análisis de frecuencias analizadas bajo el método kano	39
Tabla 3. Evaluación de satisfacción de atributos	40
Figura 22. Análisis de extracción de principales atributos.....	41
Figura 23. Análisis de varianza y confiabilidad del experimento.	41
Figura 24. Primer bocetado para el prototipo de ortesis de soporte lumbar.....	42

Figura 25. Dimensiones de mujeres trabajadoras de 17 a 39 años en la franja fronteriza (Chaurad Avila & al., 2007).....	43
Figura 26. Dimensiones antropométricas de hombres y mujeres de ciudad Juárez (Hernandez & al., 2018).....	44
Figura 27. Dimensiones para el prototipado de la ortesis lumbar.	45
Figura 28. Diseño prototipo de ortesis lumbar.....	46
Figura 29. Detalle de partes de la ortesis lumbar.....	46
Tabla 4. Resultados de la simulación en OpenSim.....	48
Figura 30. Grafica de fuerzas lumbares en abducción y aducción.....	49
Figura 31. Grafica de fuerzas lumbares en ejes X, Y, Z.....	50
Figura 32. Fuerza lumbar en el eje Z durante el levantamiento.	50
Figura 33. Esfuerzos de flexión en cadera de lado izquierdo y derecho	51
Figura 34. Fuerza aplicada en rodillas izquierda y derecha durante la simulación.	51
Figura 35. Fuerza aplicada tobillos durante la simulación.....	52
Figura 35. Comparación de fuerzas de abducción y aducción lumbares sin usar la ortesis y con el uso de esta.	54
Figura 36. Fuerza abdominal aplicada.	54
Figura 37. Comparación de fuerzas lumbares en ejes X, Y, Z sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.....	55
Figura 38. Comparación de esfuerzos de flexión en cadera sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.	55
Figura 39. Comparación de esfuerzos en rodillas sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.....	56
Figura 40. Comparación de fuerzas en tobillos sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.....	56
Figura 41. Reducción de esfuerzo lumbar en Minitab.	57
Figura 42. Caracterización del proceso.....	58
Figura 43. Histogramas de capacidad.....	58

Introducción

La lumbalgia es un padecimiento clínico que se caracteriza por la presencia de dolor en la región de la espalda y cintura, también llamada región lumbar; y con frecuencia se recorre a los glúteos y muslos; generalmente se presenta después de realizar esfuerzos con una postura inadecuada, o bien por realizar esfuerzos de levantamiento constantemente con esta zona del cuerpo.

La lumbalgia tiene 3 tipos de clasificaciones y con ellas la duración de esta, es decir puede presentarse en forma aguda (inmediata) al realizar un esfuerzo como levantar o cargar peso o torcer el tronco; en forma subaguda, apareciendo poco tiempo después del esfuerzo; o crónica, cuando su evolución es insidiosa y prolongada. El dolor agudo suele durar menos de seis semanas, el subagudo entre seis y doce semanas, y el dolor crónico excede las doce semanas o bien existe un daño permanente. (IMSS, www.imss.gob.mx, 2014)

En México existen pocos estudios relacionados a la lumbalgia ocupacional, sin embargo, según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), es la primera causa de consulta médica a nivel mundial; se dice que 80% de la población la padece o ha padecido durante algún momento de su vida; en España, la patología de columna y región lumbar es la causa número uno de incapacidad laboral con 60.7% de personas incapacitadas, en Estados Unidos la estadística es de un 14% y en Inglaterra del 26%. (Aguilera & Herrera, 2013)

En 2017 el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), reporto haber atendido más de 300 mil consultas por lumbalgia y dolor de espalda baja, siendo el padecimiento más frecuente en la población trabajadora del país y la segunda causa de atención con médicos de especialidad en traumatología y ortopedia por lo que representa grandes costos asociados a incapacidades en México, 30% de las personas diagnosticadas con lumbalgia requieren incapacidad siendo 10 días el lapso más común, sin embargo, gran parte de los afectados ven su calidad de vida afectada permanentemente. (IMSS, www.imss.gob.mx, 2018)

El campo de atención medico es uno de los más afectados por este padecimiento debido a las maniobras, traslados y movimientos realizados hacia pacientes parcial o totalmente inmovilizados por las patologías de las que sufran. Según datos del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), en su censo del 2015, en México existen 475,295 enfermeros de los cuales 9 de cada 10 son mujeres con una edad promedio de 38 años y atienden a 112 millones de habitantes, de esta manera cada 4 enfermeras(os) están a cargo de mil habitantes cuando lo ideal según la OMS sería que fueran 6 por cada 1000 habitantes. Esto refleja un desabasto de enfermeros en el país, dejando a los disponibles con una sobrecarga permanente de trabajo y una mayor predisposición a lesiones lumbares. (Notimex, 2012)

En nuestro país no existen cifras relacionadas con lumbalgia en el ejercicio de la enfermería, pero en Estados Unidos se reporta que 52% del personal de enfermería

cuenta con padecimientos crónicos de dolor en la espalda baja y siendo la enfermería la quinta profesión más ejercida en ese país y teniendo una media de recuperación de 7 días representa altos costos para la economía de este. (Ovayolu, 2014). Una órtesis, de acuerdo con la *International Standardization Organization (ISO)*, es un apoyo o bien un dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético (Negrín, 2017).

Actualmente existen diversas investigaciones referentes a la zona lumbar, en donde la mayoría utilizan exoesqueletos para combatir la lesión pero tienen la desventaja de ser costosos y con un volumen difícil de manejar en el campo de trabajo de la medicina; el resto de proyectos que están enfocados sobre el efecto de las ortesis en el tratamiento del padecimiento lumbar, casi en su totalidad están dirigidos a la rehabilitación de personas lesionadas y no en la prevención de la lesión en sí.

En el estudio y contenido en este documento se presenta un diseño de ortesis desarrollado para evitar lesiones en los trabajadores del ramo clínico hospitalario, el diseño es evaluado para demostrar una mejora en el nivel de esfuerzos lumbares, así como por incluir mecanismos de limitación mecánica ante los movimientos que propicien una posible lesión en el usuario. Este estudio incluye simulaciones computarizadas, así como análisis estadísticos para comprobar que el diseño de ortesis puede evitar lesiones lumbares de manera mecánica.

Capítulo 1. Revisión de literatura.

La columna vertebral, también llamada espina dorsal es un conjunto de huesos, músculos, tendones y otros tejidos articulados en forma de tallo longitudinal que forman una estructura y representan una parte significativa y soporte principal del cuerpo humano; va desde la parte inferior de la cabeza hasta la región de la pelvis.

La lumbalgia es un padecimiento muy común que afecta al 80% de la población, índice que se agrava con la combinación de otras condiciones como el sedentarismo y la obesidad. La Sociedad Internacional para el Estudio de la Columna Lumbar, define esta enfermedad como un dolor agudo en la espalda baja que en ocasiones se extiende a los glúteos y cadera.

Ahora bien, datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS) este padecimiento es la principal causa de consulta al médico acaparando el 70% de incidencia a nivel mundial. La nula o inadecuada atención a la lumbalgia puede provocar incapacidad por periodos largos o bien constantes recaídas y dolor en las actividades cotidianas del paciente. (CIDICS, 2018)

En México 30% de las consultas por lumbalgia terminan en incapacidad laboral, representando altos costos para el sistema de salud nacional no obstante, el problema no es solo en nuestro país; Reino Unido presentan un ausentismo laboral del 30%, mismo dato que es del 33% en los Estados Unidos. (Covarrubias Gómez, 2010)

En el año 2017 se registraron más de 300,000 consultas relacionadas al dolor lumbar siendo también en este año la segunda causa de atención en hospitales privados especializados en ortopedia y traumatología. Otros factores tanto los psicosociales como de carga física, no suelen asociarse con el dolor lumbar al momento de su aparición en primera instancia sin embargo son considerados importantes cuando el dolor prevalece por periodos prolongados de tiempo. (Soto, Espinoza, Sandoval, & Gómez, 2015).

El dolor de espalda es común en los trabajadores de la salud, el riesgo se incrementa como consecuencia a las grandes cargas de trabajo físico y estrés psicológico (Soto, Espinoza, Sandoval, & Gómez, 2015). Las enfermeras tienen la mayor incidencia de discapacidad de nuevas lesiones en los Estados Unidos, pero no solo allí está el problema, la tasa de incidencia anual de problemas lumbares entre las enfermeras que trabajaban en hospitales en Francia en 1990 fue 57%, la incidencia es también alta en Italia y en China la tasa de prevalencia de problemas lumbares para enfermeras en un hospital docente tiene aproximadamente el 57% (YIP, 2004).

Se han estudiado las diversas actividades ocupacionales de la enfermería en su campo de acción diario, siendo las circunstancias de trabajo y condiciones de carga física los asociados directamente al traslado y rotado de pacientes parcial y totalmente inmovilizados y a su vez las actividades mayormente asociadas al padecimiento lumbar.

Es claro que el cuidado de pacientes inmovilizados implica siempre gran parte de las actividades diarias en la enfermería teniendo frecuencias de mínimo 40% de un turno laboral de 8 horas evidenciando de esta manera lo alta que es la probabilidad de tener lumbalgia en el ejercicio de dicha profesión llegando esta enfermedad a causarles dolor y molestias además de problemas laborales, sociales y económicos por los días perdidos o días de incapacidad deteriorando la calidad de vida de quienes practican esta profesión.

Existen también otros factores para la incurrancia del padecimiento lumbar en la enfermería, estos más relacionados a la organización del hospital que funge como empleador, algunos de estos son:

- Sobrecarga de trabajo
- Alta demanda laboral
- Cortos periodos de tiempo para atender al paciente
- Necesidad de movimientos apresurados
- Falta de equipo que evite posturas inadecuadas de carga.

Estos factores, incrementan la carga mecánica en los enfermeros y tienen una relación directa con la organización de los hospitales, el delegar funciones y las decisiones tomadas de por los empleadores. (Cuesta Palacios, 2018). Para entender más los padecimientos de la región lumbar se explorarán algunos conceptos biomecánicos a continuación.

1.1 Anatomía funcional de la columna lumbar.

Las vértebras lumbares consisten en una carga de peso corta cuerpo vertebral y un arco que circunda a la médula espinal en forma de un aro de hueso.

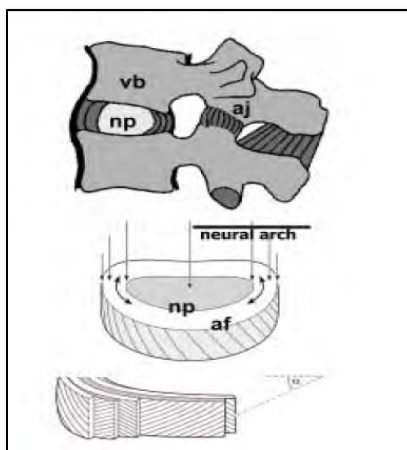


Figura 1 – Movimiento lumbar (Bogduk, 2005)

En la figura 1, se muestra un segmento de dos vértebras, un disco, así como los ligamentos intermedios. El cuerpo vertebral (vb), los anillos fibrosos (af), un núcleo

pulposo (np), articulaciones epifisarias (af) y ligamento posterior longitudinal (pll). En la figura 1 se muestra parte del anillo explotado para enseñar su estructura laminar.

La fuerza de compresión es resistida por las vértebras mayoritariamente sobre lo largo y ancho de la columna. Los cuerpos vertebrales se clasifican como adyacentes son los compuestos por discos de núcleo pulposo y permiten el movimiento entre las vértebras a la vez que distribuyen las cargas de compresión.

En esta estructura de soporte, el núcleo suele comportarse como un fluido a presión, y genera tensiones de arco sobre el anillo provocando que la sobrecarga de la columna vertebral pueda provocar fallas en dicho anillo. Ahora bien, las articulaciones epifisarias las cuales están recubiertas de cartílago orientado verticalmente proveen de una mayor estabilidad a la columna ya que su diseño les permite resistir fuerzas que actúan de manera horizontal y ejercen un movimiento de cizallamiento y torsión excesivos.

Los arcos neurales orientados en una postura lordótica pueden resistir más de la mitad de la fuerza de compresión aplicada sobre la columna vertebral, especialmente después de un esfuerzo de carga de fuerza constante. (Bogduk, 2005)

1.2 Procedencia anatómica del dolor

El dolor es provocado por la compresión del nervio espinal cuyas ramas laterales alimentan el músculo iliocostal y la piel de las ramas lumbares intermedias que irrigan el músculo *longissimus* y las articulaciones epifisarias. Las ramas mediales a su vez abastecen a las articulaciones epifisarias, los músculos y ligamentos interespinosos, así como las multífidas.

Todos los ligamentos continen fibras con terminaciones tanto libres como encapsuladas en su plexo nervioso, las ramas mediales suministran a las articulaciones epifisarias al nivel propio e inferior, las terminales del cuerpo vertebral tienen inervación sensorial y por lo que su excitación suele ser dolorosa. (Newell, 2017).

1.3 Mecánica de la lesión de la columna lumbar.

Se puede representar mecánicamente para su mejor comprensión a la columna como tres pilares, dos pequeños posteriores y un pilar grande anterior, este último formado por cuerpos vertebrales y discos superpuestos cuyas dimensiones son de 11 a 13mm en cuanto altura y de 6mm de columna lumbar. Los pilares posteriores cuentan con láminas de unión entre ellos y quedando delimitado el agujero vertebral por dichas laminas también, el conducto raquídeo está formado por el conjunto de agujeros vertebrales.

Las fuerzas de compresión son soportadas por el conjunto vertebral y distribuidas por todo su eje vertical debido al acomodo de las trabéculas puesto que las verticales unen

los discos vertebrales mientras que las horizontales atraviesan el pedículo saliendo hacia el arco posterior y las apófisis. (Alvarez Sanchez, 2003)

Entre los tres grupos mencionados queda una zona que corresponde al lado anterior de la columna vertebral que es más susceptible a lesionarse por flexión e hiperflexión. Las partes corticales de la zona lumbar son extremadamente delgadas por lo que responden sólo por menos de diez por ciento de la capacidad para resistir esfuerzos de la vértebra resistiendo fuerzas de compresión entre 600 y 800 kg. Por esta razón de resistencia es que las vértebras suelen fracturarse antes que el disco y aumenta su susceptibilidad al quiebre con el paso de los años, disminuyendo la masa ósea 25% se disminuye su resistencia en un 50%. (R.C., 2002)

Esta disminución de contenido de minerales en los huesos lumbares es de igual proporción entre hombres y mujeres, aunque la mujer presenta una tasa del 12% menos a la edad de 50 años. El sistema que se utiliza para valorar la pérdida de la masa ósea se determina densimetría ósea.

El disco lumbar intervertebral funciona como un amortiguador entre las vértebras; está formado por una estructura a partir de una sustancia acuosa en su núcleo laminar y se encuentra entre placas superiores e inferiores de cartílago adheridas a las vértebras que lo encierran por medio de viscoelasticidad es a su vez la capacidad que posee una estructura discal de recuperarse lentamente ante las deformaciones por compresión.

Los discos contienen un 60-90% de agua con el objetivo de soportar altas presiones verticales, de esta manera aproximadamente el 30% de la altura de la columna se debe a la separación de los discos entre las vértebras y disminuye paulatinamente con el deterioro propio de la edad.

Se ha obtenido evidencia a lo largo de los años de que las fuerzas de presión vertical no lesionan el disco ni le provocan fallos en su estructura sin embargo un estudio anatómico encontró estudiando 600 discos vertebrales que la degeneración discal lumbar aparece en los varones a partir de los 20 años y en las mujeres a partir de los 30.

El núcleo discal presenta una tendencia a herniarse específicamente de la zona posterolateral debido que el *ánulus* presenta una menor resistencia en la zona lateral posterior y un desplazamiento del núcleo durante la flexión de columna hacia la parte trasera.

Una mala técnica de levantamiento es la principal causa de lesión discal ya que las presiones no lesionan al disco, comienza a los 15º de flexión y es entonces cuando que el disco ya es cuestionablemente lesionarle debido a la aplicación de una fuerza vertical que sobrepasa la resistencia de los cuerpos vertebrales y los rompe.

El mecanismo de torsión es el que puede producir más fácilmente una lesión sobre todo en los discos inferiores que suelen ser más ovalados; a su vez la zona se ve más afectada cuando un anillo fibroso es desgarrado (presión de 250kg). En ocasiones excepcionales la columna vertebral puede soportar esfuerzos de hasta 700kg de peso sin embargo los discos se rompen normalmente al ser sometidos a 320kg de presión en promedio.

Existen también otros mecanismos que ayudan a darle solidez y soporte a la zona lumbar como el pilar posterior compuesto de articulaciones superpuestas y que es el medio en el que los istmos transmiten la presión de manera vertical esto último convirtiéndolos en puntos débiles susceptibles a la fractura por fatiga. Otro mecanismo son las articulaciones altas lumbares anteroposteriores los cuales poseen una inclinación respecto al plano transversal; mientras la dehiscencia del *ánulus* crea el 50% de las hernias discales lumbares(R.C., 2002).

Los ligamentos y los discos son conocidos como sistemas pasivos de estabilización de la columna mientras que los músculos son los sistemas activos de estabilización; entre ambos sistemas los discos funcionan como amortiguadores absorbiendo los impactos lumbares

Los sistemas estabilizadores de la columna vertebral son los ligamentos y el disco, y los músculos, en este sistema el disco actúa como un amortiguador y su capacidad elástica le impide protruir dentro del canal en extensión cuando está en máxima relajación. El ligamento supraespinoso es otro ligamento importante para la estabilidad ya que se encuentra más lejano al centro vertebral de movimiento proporcionando una mayor resistencia de tracción sin embargo este se va deteriorando también con el tiempo y a los 80 años se encuentra lesionado en el 90% de las personas para lo que se emplean cirugías de unión de las porciones izquierda y derechas de la fascia dorsolumbar para la reconstrucción correcta de la zona lumbar.

La columna por si sola es una estructura muy inestable aun sin la presencia de músculos y conservando intactos los ligamentos, tanto que se desequilibra al superar los 2 kg de presión aquí es donde entra la musculatura para proveer estabilidad a la columna; la cámara hidroaérea formada por el tórax y el abdomen es un excelente elemento de estabilidad puesto que en ella los fluidos se pueden comprimir y proporcionar un soporte adicional a la columna, al momento de realizar un esfuerzo importante el periné y la glotis se cierra automáticamente dando como resultado una presión positiva abdominal, la cámara hidroaérea mientras se comprime la musculatura abdominal convierte a la columna lumbar en una estructura sólida de esta manera.

La resistencia de la zona vertebral está sumamente ligada a la fuerza de su musculatura, la fascia dorsolumbar está unida a la zona abdominal, la cual se contrae tensando las paredes lumbares y es más fuerte cuando los brazos se aproximan a esta zona.

Un complemento externo de estas estructuras son las fajas de tela como las que utiliza nuestra gente del campo o la del halterófilo, estas actúan como una cincha sobre la que se apoya la musculatura abdominal para ser más competente, representa una disminución de un 10% de la función muscular representa un aumento de un 60% de la tensión que soporta los ligamentos posteriores. (al., 2019)

La obesidad y el embarazo suelen aumentar la lordosis debido a la debilidad de la musculatura de la zona abdominal representa un desequilibrio lumbar posterior. Se recomienda en ambos llevar a cabo rutinas de ejercicios isométricos para mantener equilibrados los dos grupos musculares

En la flexión hacia adelante del cuerpo solamente los primeros 40°-60° son debidos al movimiento de la columna mientras el resto de la flexión es realizada por la articulación de la cadera mientras que la pelvis es bloqueada por los músculos glúteos.

El mecanismo de fatiga por estar en una postura erguida y sin movimiento se debe a que la evolución ha adaptado al hombre más a la locomoción que a la posición erecta y esto detona el mecanismo de fatiga por estar de pie quieto; podemos decir pues, que la columna no está diseñada exclusivamente para este fin y que le resulta imprescindible un mínimo movimiento y preparación física para soportar las cargas acumuladas a lo largo de la vida (R.C., 2002).

1.3 Tratamiento farmacológico.

A continuación, se revisarán algunos de los tratamientos farmacológicos y no farmacológicos más utilizados en la actualidad con la finalidad de conocer sus características, el método de uso y combinación, así como efectividad e incidencia de efectos secundarios y adversos en pacientes.

1.4.1 Acetaminofén y AINEs. Cuando el dolor del paciente se encuentra de leve a moderado se recomienda la ingesta acetaminofén y AINEs. La evidencia moderna nos muestra que los AINEs tiene una alta tasa de efectos secundarios adversos incluyendo algunos muy graves como la insuficiencia renal y enfermedad ácido-péptica en algunos pacientes.

1.4.2 Relajantes de músculo esquelético. Estos medicamentos son recetados constantemente en clínicas de especialidad en trastornos de la columna vertebral sin embargo la comunidad médica cuestiona la efectividad de los mismos en el tratamiento del dolor lumbar puesto que de manera combinada o por si mismos no han demostrado tener un efecto de mejor o más pronta recuperación con respecto al acetaminofén, además están asociados a una gran incidencia de efectos adversos.

1.4.3 Opioides y Tramadol. Se utilizan para tratar pacientes con dolor intenso en la zona por lo que su uso no es muy común por ser también de índole controlada. Su aplicación es meramente para aliviar el dolor y no ayudan con el manejo de ningún tipo de lesión ni a mediano ni a largo plazo por lo que no se recomienda su uso prolongado. Además existen algunos efectos secundarios como la sensación de sedación, un fuerte estreñimiento y la creación de dependencia a largo plazo. (Mahecha Toro, 2009)

1.4 Tratamiento no farmacológico.

No existe evidencia científica que apoye el uso de tratamientos no farmacológicos, debido a su limitada acción en pacientes con lumbalgia aguda, por supuesto, existen algunas excepciones como la educación y la aplicación de calor local.

1.5.1 Educación. Se trata de darle información sobre la condición en la que se encuentran a los pacientes con del dolor lumbar agudo, es claro que los pacientes no necesitan recibir información demasiado detallada de las últimas teorías sobre neuroplasticidad o terminologías médicas de esta índole sin embargo es necesario que sepan de qué manera se identifica el cuadro que padecen así como el pronóstico para el desarrollo y tratamiento de su enfermedad que en la mayoría de los casos se autolimita a un par de días o hasta unas pocas semanas.

1.5.2 Calor local. Se ha demostrado que la aplicación de calor focalizada en la zona con dolor genera una mejoría en el mismo a corto plazo en pacientes con problemas lumbares. La práctica ha demostrado también que la aplicación de calor puede ser de manera inicial igual de beneficiosa que la administración de medicamentos y aunque los estudios en los que se respalda esta teoría han sido fuertemente criticados la aplicación de calor tiene grandes ventajas como la fácil aplicación y los nulos efectos secundarios además de alguna irritación en la piel en pacientes esporádicos.

1.5.3 Ejercicio, masaje y manipulación espinal. Aunque estas técnicas no han demostrado grandes beneficios en el tratamiento del dolor lumbar pueden ser beneficiosos en el manejo del dolor lumbar moderado y no cuentan con efectos secundarios adversos documentados.

Existen estudios que indican que el tratamiento osteopático de la columna lumbar puede brindar alivio parcial de los síntomas en conjunto con el tratamiento médico de primera línea sin embargo solo logra efectividad a corto plazo por lo que no se suelen recomendar para el tratamiento del dolor lumbar agudo.

1.5.4 Acupuntura. La aplicación de acupuntura realizada por personal médico debidamente entrenado ha demostrado tener un beneficio moderado en el tratamiento del dolor lumbar a corto plazo, desafortunadamente se cuenta con poca evidencia científica en el campo y la evidencia muestra que el tratamiento de acupuntura no muestra una mejora significativa para pacientes con lumbalgia crónica a largo plazo por lo que este tratamiento tampoco es recomendado por la comunidad médica.

1.5.5 Medios físicos. Algunos medios de este tipo son el láser de bajo nivel, la diatermia, estimulación transcutánea eléctrica, uso de soportes lumbares, ultrasonido y reflexoterapia sin embargo ninguno de ellos cuenta con una utilidad demostrada en el manejo del dolor agudo en la zona lumbar. ([Mahecha Toro, 2009](#)).

Además de los tratamientos analizados anteriormente, existen un sin número de dispositivos mecánicos y electrónicos para el apoyo en el tratamiento de las patologías lumbares, así como de ayuda para la prevención de lesiones con el uso de los mismos; a continuación, se revisan los más comúnmente utilizados como lo son ortesis y exoesqueletos.

1.6 Exoesqueletos y ortesis.

Puede definirse a los exoesqueletos como extensiones robóticas aplicadas al cuerpo humano con la finalidad de mejorar o recuperar habilidades físicas perdidas en sus usuarios. Para lograrlo se basan en el desarrollo de resistencia, velocidad, fuerza y precisión en los movimientos del cuerpo. Como ejemplo un usuario que necesite cargar 50 kg cargara solo 5kg mientras que el exoesqueleto a través de sus actuadores permitiría cargar los 45kg restantes.

Los [principales campos de uso de los exoesqueletos son las fuerzas armadas, aplicaciones de rescate, trabajo en posturas anti ergonómicas por periodos prolongados de tiempo, así como aplicaciones deportivas que permitan la mejora en el desempeño de las habilidades motoras de los usuarios. Debido a que los exoesqueletos están necesariamente en contacto con personas deben cumplir algunos requerimientos de seguridad, ser adaptables y ergonómicos a la antropometría humana, ser robustos para que solo se muevan con el usuario y tener larga duración de batería o energía mientras son fáciles de poner y quitar. ([Ayala-Lozano, 2015](#))

En el caso de la adquisición de datos e información de manera electrónica existen diversos mecanismos de control que se pueden adaptar a los exoesqueletos, teniendo en cuenta que lo acordado y lo implementado siempre tienen que estar en concordancia con los desarrollos de las demás áreas aplicadas a la construcción del exoesqueleto. ([Ayala-Lozano, 2015](#))

1.6.1 Exoesqueletos desarrollados para miembro superior

Una gran parte de los nuevos desarrollos en el campo de los exoesqueletos se ha concentrado en soportar problemas relacionados con las extremidades inferiores del cuerpo humano. Sin embargo, también existen esfuerzos de algunos investigadores concentrados en las extremidades superiores, como manos, brazos, muñecas, codos y hombros.

Debido a la independencia y facilidad que permiten estos exoesqueletos de maniobrar objetos, por ello se han desarrollado numerosos exoesqueletos en esta área ya que el movimiento de objetos es algo crucial para el ámbito humano.

1.6.2 Exosqueleto con 7 grados de libertad

En la Universidad de Kwa-Zulu Natal de Sudáfrica fue diseñado un exoesqueleto para extremidad superior basado en el concepto de punto fijo en la articulación del hombro

para miembro superior. Este exoesqueleto es controlado por medio de encefalograma y es un intento por dar respuesta al alarmante número de casos que continúa creciendo de parálisis en los Estados Unidos. (Gutiérrez, 2007)

1.6.3 Exoesqueleto con 5 grados de libertad

Desarrollado en el Polytechnic Military School de Argelia, este exoesqueleto cuenta con cinco grados de libertad, dándole al usuario con estas articulaciones la movilidad necesaria para su sostenibilidad.

Para prolongar los movimientos de flexión y extensión contiene un mecanismo que funciona de forma paralela y para las rotaciones externas e internas del hombro está unido a la base del exoesqueleto mediante tres juntas pasivas y tres juntas activas. Para los movimientos articulados se utilizaron motores con un torque grande así como el control por medio de encoders en los ejes de revolución de dichos motores, con una sensibilidad de 500 pulsos por revolución. (Gutiérrez, 2007)

1.6.4 Exoesqueleto de rehabilitación espejo.

Este exoesqueleto fue desarrollado en Taiwán, y utiliza el sistema de medición IMU además de un microcontrolador dándole ventajas como lo son la fácil manufactura, bajo costo, una alta confiabilidad y capacidad.

El sistema de medición crea una trayectoria compleja y libre dentro del espacio de trabajo del exoesqueleto utilizando los pulsos del IMU para el movimiento de la extremidad superior, facilitando de esta manera el uso y dando la opción de generar movimientos para ser guardados y reproducidos de manera remota después sin ninguna complicación. (Galan Cutipa, 2017).

1.6.5 Ortesis de tronco y columna

El tratamiento para la zona de tronco y columna basado en ortesis se divide en dos regiones principalmente: el tronco y el raquis cervical. Se utilizan ortesis de columna cervical para inmovilizar y conseguir una disminución del dolor en la zona al mismo tiempo esto permite quitar carga al raquis y generar un efecto analgésico de alivio.

Entre los dispositivos que se usan más comúnmente están los collarines blandos, el rígido y el semirrígido; el blando sirve para limitar el movimiento, pero no inmoviliza del todo, el rígido y el semirrígido se fabrica regularmente en polietileno reforzado por lo que inmovilizan al paciente mucho mejor que el blando y puede venir con apoyo al mentón y apoyo occipital según se requiera.

Cuando hablamos de las Minervas nos referimos a un conjunto de ortesis con apoyos occipitomentonarios y por tanto más complejas que los collarines pues no solo limitan el movimiento en el cuello sino también en las primeras vértebras dorsales.

Otros dispositivos con mucho uso en el mercado son las ortesis tipo corsé también llamadas ortesis de tronco las cuales se adaptan al paciente para aplicar grandes fuerzas sobre el tronco y columna y corregir deformidades o bien detener la evolución de estas. Son fabricadas en termoplásticos con aplicaciones en metal y están recomendadas para el tratamiento de hernias discales, aplastamientos vertebrales, escoliosis, espondilolistesis y osteoporosis severa.

La tendencia actual en las indicaciones del tratamiento ortésico son las siguientes: curvas inmaduras y escoliosis < 20° Cobb b si existe una progresión de 10°; curvas inmaduras y escoliosis entre 20° y 30° si existe una progresión de 5° y curvas inmaduras y escoliosis entre 30° y 40°, independientemente de si existe progresión.

Debido a la región topográfica que engloban se clasifican en: cervico-toracolumbar-sacras (CTLSO); toraco-lumbosacras (TLSO); lumbosacras (LSO) y modelos de uso nocturno, y agrupamos en “otros” los no clasificables. Ortesis cervico-toracolumbosacras o supraclaviculares, su estructura incluye las cinturas pelvianas y escapular y suelen utilizar anillo occiptomentoniano u occipitoprehioideo. Los modelos más utilizados son el clásico corsé de Milwaukee (CM) y la adaptación del corsé de Boston (CB) con superestructura. Su efectividad ha sido motivo de diversos estudios con resultados contradictorios, hasta que un metaanálisis realizado por el Comité de Prevalencia e Historia Natural de la Sociedad de Investigación de la Escoliosis, sobre 1.459 pacientes, confirmó su efectividad mediante un uso continuado de 23 horas al día. (Quintana, 2016)

1.7 Tipos de ortesis de tronco

En la actualidad las ortesis para la región lumbar y de tronco se utilizan casi exclusivamente como auxiliares ortopédicos, dejando de lado la posibilidad de asistir como un apoyo lumbar, así como la de evitar lesiones.

En la actualidad las ortesis se utilizan principalmente en el tratamiento de deformidades de columna, para corregir lesiones e inmovilizar en el caso de accidentes o bien prevenir que alguna lesión o traumatismo preexistente pueda empeorar.

A continuación, se explorarán a detalle los diferentes tipos de ortesis de tronco que se utilizan en la actualidad.

1.7.1 Corsé pasivos

Estas ortesis no producen alteraciones permanentes con el uso prolongado, sirven para dar estabilidad a la zona lumbar y raquis y forman parte de uno de los grupos de corse más utilizados formados a partir de varillas de aluminio, termoplásticos y cinturones abdominales. (P & Carlos, 2016). Los corsés pasivos más utilizados son los siguientes:

1. **Corsé tipo Taylor.** Se utiliza en el tratamiento de la cifosis en todas las edades, para tratar fracturas estables mecánicas dorsales bajas y lumbosacras, así como para atender patología de osteoporosis y en el cuidado postoperatorio. (Telo, 2012)



Figura 2. Corsé Taylor (<http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf>, 2012)

Las ventajas de la utilización del corsé Taylor son la completa estabilización en hiperextensión dorsal y por su forma el impedir los movimientos de lateralización para contribuir a la rápida rehabilitación del paciente.

2. **Corsé Taylor con muletillas.** Su uso se indica en el tratamiento de la escoliosis en ancianos, en fracturas estables de tipo mecánico y en el cuidado de recuperación postoperatorio, en patologías relacionadas con la osteoporosis y en la recuperación por operaciones de tumores. (Toscano, 2010)



Figura 3. Corsé Taylor con muletillas (<http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf>, 2012)

Funciones: Estabilizar, descomprimir y dar hiperextensión dorsal. Impide la lateralización del raquis.

3. **Corsé de Knight.** Se recomienda para la recuperación después de padecer de fracturas lumbares estables, en la recuperación y cuidado postoperatorio, para las diversas patologías provenientes de las hernias discales, para el tratamiento de espina bífida sintomática, espondilólisis; espondilolistesis, personas que sufren de esguinces lumbosacros, y en los cuidados por operación por tumores. (Toscano, 2010)



Figura 4. Corsé de Knight (<http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf>, 2012)

La función del corse de Knight es principalmente la estabilización lumbosacra y la realización de una ligera extensión dorsal.

4. **Corsé tipo Williams.** Se recomienda su uso para la rehabilitación de fracturas estables del segmento lumbosacro. En el tratamiento de patologías de espondilólisis y espondilolistesis; operaciones por tumores, espina bífida sintomática, esguinces lumbosacros; cuidado de recuperación postoperatorio, hernias discales y otras causas de sacro lumbalgia e inestabilidad del segmento.



Figura 5. Corsé tipo Williams

Funciones principales del corsé tipo Williams: Inmovilización lumbosacra, limitación de los movimientos de extensión y rotación de los cuerpos vertebrales. (P & Carlos, 2016)

5. **Marco de hiperextensión cruciforme.** Se confecciona de aluminio sinterizado, termoplástico forrado en Poliform o plastozote y se ajusta mediante hebillas y velcros. Su uso es indicado para el tratamiento de osteoporosis avanzadas, recuperación postoperatoria, rehabilitación de fracturas estables y alivio del dolor lumbosacro de cualquier etiología.



Figura 6. Marco de hiperextensión (<http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf>, 2012)

La función principal del marco de hiperextensión es precisamente la hiperextensión dorsal y la disminución de la presión intervertebral. (Toscano, 2010, pp. 5-6)

1.7.2 Corsés activos.

Como su nombre lo indica están diseñados para la corrección activa de la escoliosis y el tratamiento de la enfermedad de Shuerman. Son estructuras de termoplástico, tipo cápsulas con ventanas de descompresión, algunos de ellos constan de cesta pélvica,

varillas regulables, apoyos occipitales y recordatorio sublingual, que se ajustan al cuerpo del paciente a través del moldeado en positivo del cuerpo del enfermo. (Moreno & al, 2003). Los corsés activos más utilizados actualmente son los siguientes:

1. **Corsé Milwaukee.** Es el corsé de uso más difundido mundialmente desde su creación en 1946, su uso permanente hasta finalizado el crecimiento. Se usa para la corrección activa de las escoliosis dorsales altas y cervico- dorsales en edades tempranas, con potencial de crecimiento útil.

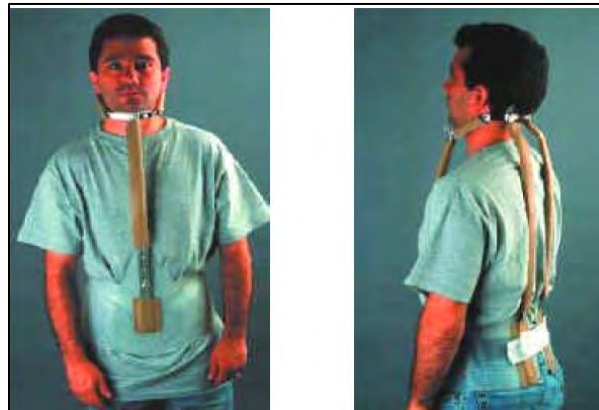


Figura 7. Corsé Milwaukee (Kotwickil, 2008)

Su función principal es la corrección activa del raquis para auto elongación (tutor de crecimiento) (Kotwickil, 2008)

2. **Corsé de Boston.** Es otra ortesis lumbar, está fabricada a base de polietileno tapizado con polipropileno, su estructura es simétrica y es ajustable por medio de arcos costales. Un estudio prospectivo controlado y semi aleatorizado compara 41 pacientes tratados con CB con 65 pacientes sometidos a observación, con intención de tratar, con un seguimiento medio de 16 años.



Figura 8. Corsé de Boston. (<http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf>, 2012)

Los resultados de dicho estudio fueron que un 20 % de los controles precisó tratamiento con corsé, por progresión de la curva, y un 10 % cirugía, en el grupo tratado ningún paciente precisó cirugía (Quintana, 2016)

- 3. Corsé activo de hipercorrección.** Diseñado en Francia, de uso preferencialmente nocturno, su colocación se realiza con la misma técnica del Corsé Boston. Produce una Hipercorrección de la curva escoliótica.



Figura 9. Corsé activo de hipercorrección (<http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf>, 2012)

Este corsé se usa en deformidades que no sobrepasan la vértebra torácica 8, no excedan los 40° y con un potencial de crecimiento importante. (Toscano, 2010)

1.8 Productos similares en el mercado.

Actualmente existen ortesis lumbares en el mercado sin embargo casi en su totalidad están enfocadas en la rehabilitación de personas lesionadas y no en la prevención de la lesión en sí. Se realizó una investigación sobre las patentes registradas actualmente buscando asegurar que no existiera ya nada similar al diseño propuesto en este documento, a continuación, se listan algunas de las patentes encontradas:

1.8.1 Ortesis espinal. Patente US20090054818

Esta órtesis toracolumbosacral es un sistema espinal segmentado modular y tiene dos conchas rígidas de plástico. El estante anterior se extiende desde la pelvis hasta el

esternón mientras que la capa posterior se extiende desde la pelvis y termina justo debajo de la columna escapular.

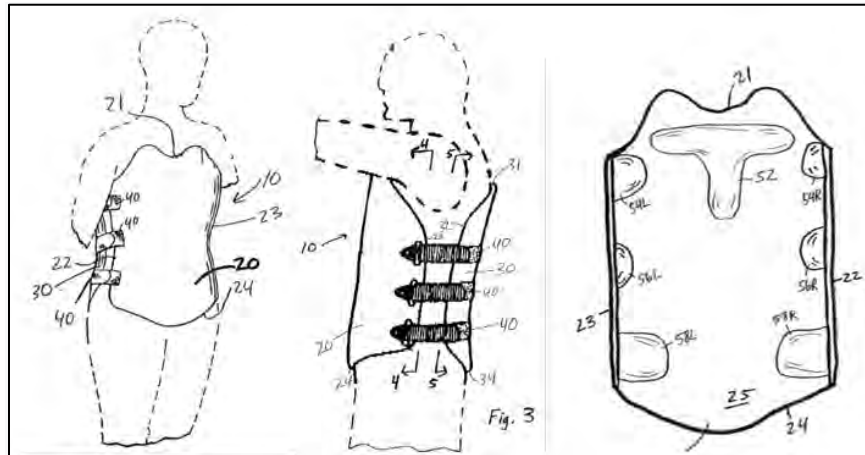


Figura 10. Perspectivas frontal y lateral de la ortesis toracolumbosacral / Vista frontal de la ortesis

La ortesis toracolumbosacral restringe el movimiento grueso del tronco en los planos sagital y coronal. La resistencia lateral se proporciona mediante la superposición de plástico y cierres estabilizadores, incluidas correas y cierres. La ortesis toracolumbosacra es prefabricada e incluye sistemas de ajuste.

1.8.2 Cinturón ortopédico de soporte lumbar. Patente US20130331755

La presente invención se considera una prenda ortopédica inteligente en forma de un cinturón ortopédico de soporte lumbar que se compone de un cinturón estático y un subsistema adaptativo. Dicha prenda está diseñada para tener un perfil bajo, de modo que pueda usarse debajo de la ropa del paciente y ajustarse al abdomen del paciente mientras se contornea al hueso pélvico del paciente para mayor comodidad y alineación.

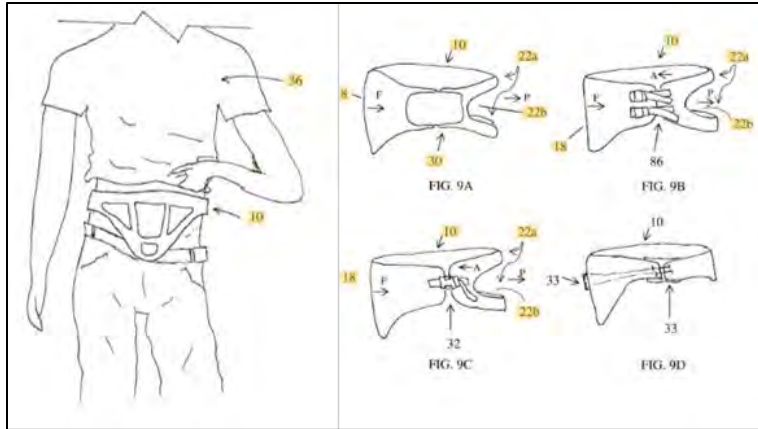


Figura 11. Vista de cinturón ortopédico de soporte lumbar en un paciente / Vistas laterales.

Este dispositivo incluye un accesorio de soporte espinal ortésico para controlar el movimiento de un paciente, que comprende un aparato de cinturón que tiene una porción de cuerpo de cinturón adaptada para acoplarse a un paciente adyacente a una región espinal del paciente.

1.8.3 Ortesis de tronco. Patente US20120035519

Esta invención se refiere a un vendaje u ortesis de tronco, que comprende dos porciones de conexión que se juntan en la región del estómago o el pecho, para ponerse la ortesis de tronco, se debe hacer que se superpongan y se conecten entre sí los vendajes a través de un cierre de velcro, al menos una porción de conexión está diseñada como una formación en forma de lámina.

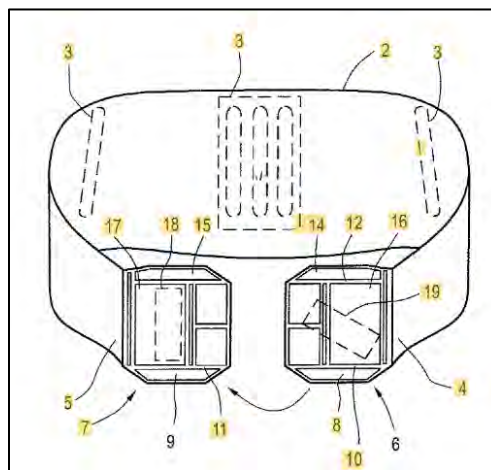


Figura 12. Ortesis de tronco

Estos vendajes u ortesis lumbares, también llamadas ortesis estabilizadoras para la columna lumbar, se usan para el tratamiento de problemas en la región de la espalda, este vendaje propicia la corrección de la postura y en el uso prolongado ayuda a la corrección de la lordosis lumbar.

1.8.4 Ortesis de espalda baja. Patente US20080208091

Se refiere a una órtesis de tronco con un vendaje diseñado para rodear el tronco de un paciente, y con un dispositivo de soporte conectado al vendaje. Es común utilizar ortesis del tronco para apoyar y aliviar la columna lumbar sin embargo puede ser necesario aliviar el área de lordosis de la columna vertebral en su totalidad, uniendo dicha área con un dispositivo de soporte, esto proporciona una inmovilización sustancial de la columna vertebral.

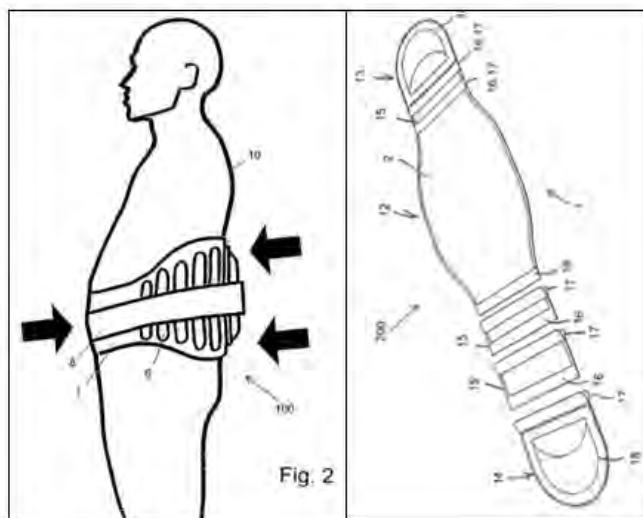


Figura 13. Perspectiva lateral de ortesis de espalda baja / Vista isométrica

Además, esta ortesis apoya el área lumbar o el área lumbosacra de la columna vertebral durante la movilidad limitada. En una fase de rehabilitación posterior, solo puede ser necesario proporcionar un cierto grado de soporte mediante un vendaje o un vendaje ligeramente reforzado.

1.8.5 Apoyo ortopédico conformable con soporte lumbar. Patente US5433697

Esta invención se refiere a un aparato ortopédico de dos componentes destinado principalmente a proporcionar la inmovilización de la espalda humana y más particularmente a un aparato ortopédico para proporcionar un perfil ideal de la espalda y

soporte abdominal y lumbar simultáneo al usuario para realinear y tonificar los músculos alrededor de la espalda y el estómago.

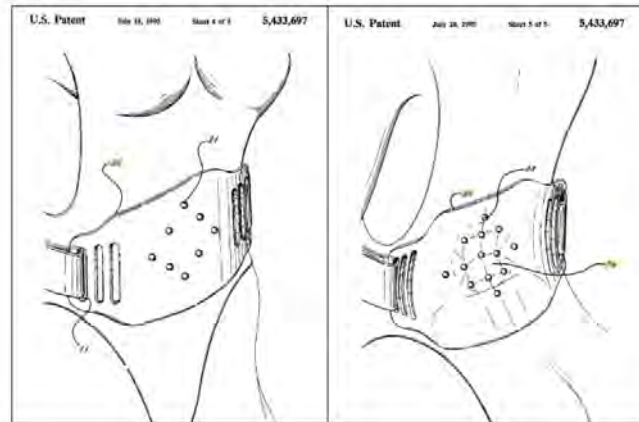


Figura 14. Vistas frontal y trasera del apoyo ortopédico con soporte lumbar puesto en una paciente.

El miembro de soporte lumbar incluye una cúpula central de forma estratégica ubicada en la región lumbar inferior para una curvatura y alineación ideal de la espalda de los músculos y la columna vertebral. En vista del tamaño sustancialmente delgado de la abrazadera, la abrazadera se puede usar fácilmente dentro o fuera de la ropa de un usuario.

1.8.6 Ortesis espinal toracolumbosacra de contacto total. Patente US20060287625.

Se refiere a dispositivos ortopédicos que proporcionan un refuerzo rígido en la columna vertebral de una lesión o enfermedad musculoesquelética de la parte superior del cuerpo que ocurre en la región torácica, lumbar o sacra a la región pélvica sacra.

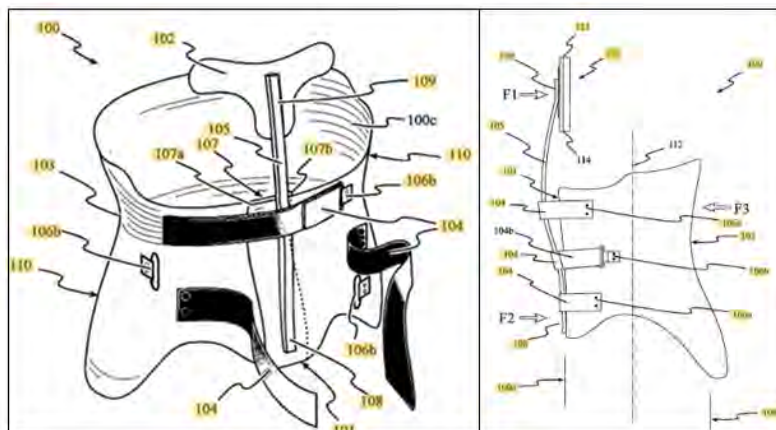


Figura 15. Vistas frontal y lateral de una ortesis espinal lumbosacra de contacto total.

El sistema de presión de tres puntos se logra mediante la inclusión de una barra de presión longitudinal en el plano sagital medial que se une a la cara anterior inferior de un módulo de contacto total de estilo superpuesto y en el extremo superior a una placa torácica. La placa torácica es una placa externa o una unidad de puente de almohadilla pectoral.

1.8.7 Ortesis lumbosacra de perfil bajo. Patente US6666838.

Una órtesis lumbosacra de bajo perfil consiste en miembros anteriores y posteriores flexibles, ambos formados para ajustarse alrededor de la cintura del torso de un paciente, y un sistema de cierre en cada lado de la órtesis para unir los miembros anterior y posterior flexibles. El miembro anterior está formado por una red de material flexible.

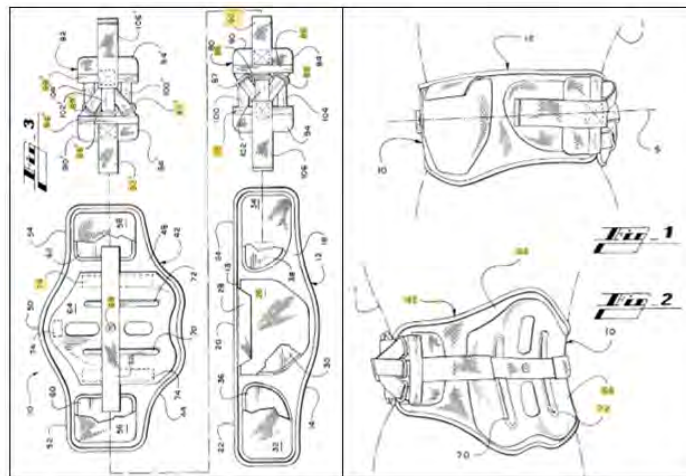


Figura 16. Vistas en 2 y 3 dimensiones de ortesis lumbosacra de perfil bajo.

Un panel central de material de bucle está unido a la superficie externa de la banda anterior en el medio para formar una bolsa, y dos paneles laterales anteriores de material de bucle están unidos a la superficie externa de la banda anterior en cada lado para formar bolsas. Se insertan férulas de refuerzo en cada bolsillo. El miembro posterior flexible está formado por una red de material flexible con dos paneles laterales posteriores de material de bucle unidos a la superficie externa para formar dos bolsillos. Se insertan férulas de refuerzo en cada uno de los bolsillos. Una férula posterior moldeable se une a la superficie externa de la red posterior en el medio. Cada sistema de cierre consta de una pluralidad de correas y hebillas conectadas a la tira de fijación. Las correas están conectadas a la tira de fijación anterior, se extienden a través de la pluralidad de hebillas en la tira de fijación posterior y terminan en una correa común.

1.8.8 Ortesis de tirante ajustable para corregir la inclinación hacia adelante. Patente US20100069806.

Se trata de una abrazadera ajustable para corregir una inclinación hacia adelante para obtener una posición vertical, esta ortesis en forma de abrazadera incluye un marco anterior que tiene una almohadilla para el pecho que se apoya en un área del pecho y almohadillas para los muslos que se apoyan en las áreas del muslo.

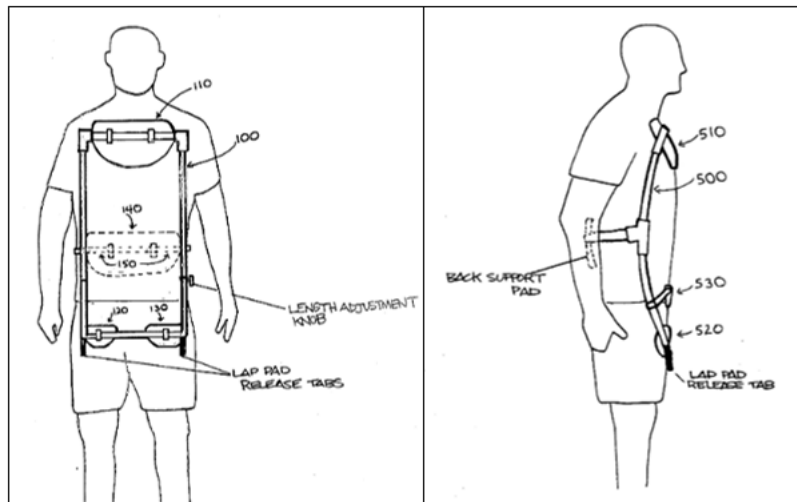


Figura 17. Vista frontal y lateral de la ortesis de tirante ajustable siendo utilizada por un paciente.

El aparato ortopédico tiene una almohadilla lumbar aplicada al área lumbar. La almohadilla para el pecho cubre el área esternal sustancialmente desde la posición de aproximadamente 2 "distales a los huesos de la clavícula hasta aproximadamente el punto medio del esternón. La almohadilla lumbar cubre el área lumbar desde las áreas de T-12 a L-5 de la columna vertebral. En una realización, el marco incluye una almohadilla púbica que se apoya sobre una almohadilla púbica. El marco es ajustable en altura y ancho.

1.9. Análisis de la literatura.

Después de analizar los distintos métodos para tratar con una lesión lumbar, salta a la mente que no existen muchas alternativas para la prevención de esta, sino que más bien los productos actuales están enfocados en tratar el dolor o bien en ofrecer algún tipo de rehabilitación.

En el apartado de artefactos para la región lumbar y de raquis solo existen las ortesis y los exoesqueletos. Los exoesqueletos ofrecen una excelente opción como apoyo en los esfuerzos de carga de dicha zona del cuerpo sin embargo son difíciles de conseguir, esto aunado a un costo sumamente elevado por equipo hacen que a un trabajador de la salud promedio le sea imposible adquirir uno.

En cuanto a las ortesis, el concepto como tal ha venido siendo malinterpretado durante los últimos años, ya que una ortesis es precisamente un dispositivo de apoyo para realizar diferentes tareas más comúnmente se refiere a las ortesis como meros objetos de rehabilitación y de apoyo al tratamiento de lesiones.

Las ortesis actuales, como tales son difíciles de conseguir y son poco ajustables, muchas de ellas incluso deben ser fabricadas a la medida del paciente; su costo es asequible, sin embargo, la dificultad para encontrarlas y el hecho de que estén enfocadas en rehabilitación no las hacen una opción para prevenir lesiones.

Capítulo 2. Objetivo

Realizar el diseño de una ortesis de tipo mecánico, que se pueda utilizar en el ejercicio de la enfermería y profesiones del ramo clínico hospitalario, que ayude con las labores de movilizar y cargar pacientes, parcial o totalmente inmovilizados evitándole daños lumbares al usuario.

2.1 Objetivos particulares

Se consideran como objetivos específicos y complementarios del proyecto los siguientes:

- Generar un diseño que permita utilizarse durante la jornada laboral del usuario al que está dirigido.
- Que el diseño utilice materiales ligeros que impliquen el no exceder los 3kg para no comprometer la salud del usuario.
- Validar utilizando tablas de resistencia de materiales que la ortesis puede soportar los esfuerzos lumbares realizados por el usuario.
- Realizar una simulación computarizada del proceso de carga lumbar con y sin el uso del diseño de ortesis.
- Comprobar estadísticamente si el uso de la ortesis puede generar una mejora biomecánica significativa en el usuario.

Capítulo 3. Metodología

3.1. Método utilizado en la revisión del estado del arte.

Después de analizar los distintos métodos para tratar con una lesión lumbar, salta a la mente que no existen muchas alternativas para la prevención de estas, sino que más bien los productos actuales están enfocados en tratar el dolor o bien en ofrecer algún tipo de rehabilitación.

Las referencias analizadas se pueden clasificar por año de publicación como se muestra en la siguiente tabla:

Análisis de referencias por año		
Año	Español	Inglés
1984	0	1
1995	0	1
2002	1	0
2003	1	0
2004	0	1
2005	3	1
2007	3	0
2008	0	1
2009	2	0
2010	2	0
2012	3	0
2013	1	0
2014	1	2
2015	4	0
2016	3	0
2017	2	1
2018	1	1
2019	0	3

Tabla 1. Análisis de referencias por año e idioma.

En el apartado de artefactos para la región lumbar y de raquis solo existen las ortesis y los exoesqueletos. Los exoesqueletos ofrecen una excelente opción como apoyo en los esfuerzos de carga de dicha zona del cuerpo sin embargo son difíciles de conseguir, esto aunado a un costo sumamente elevado por equipo hacen que a un trabajador de la salud promedio le sea imposible adquirir uno.

En cuanto a las ortesis, el concepto como tal ha venido siendo malinterpretado durante los últimos años, ya que una ortesis es precisamente un dispositivo de apoyo para realizar diferentes tareas más comúnmente se refiere a las ortesis como meros objetos de rehabilitación y de apoyo al tratamiento de lesiones. Las ortesis actuales, como tales son difíciles de conseguir y son poco ajustables, muchas de ellas incluso deben ser fabricadas a la medida del paciente; su costo es asequible, sin embargo, la dificultad para encontrarlas y el hecho de que estén enfocadas en rehabilitación no las hacen una opción para prevenir lesiones.

3.2. Desarrollo de una propuesta de diseño.

Recordemos que mediante la definición de requerimientos del usuario buscamos saber qué es lo que quiere el cliente; buscando una respuesta a esta interrogante se realizó el diseño experimental del estudio basado en la aplicación del método de Kano con atributos de calidad atractiva, unidimensional, requerida e indiferente mediante un análisis estadístico de consistencia interna y un análisis factorial para determinar los requerimientos del diseño de la ortesis lumbar experimental.

3.2.1 Participantes y técnica de recolección de datos.

Se llevo a cabo una recaudación de datos a través de la aplicación de encuestas dirigida a 20 trabajadores del ramo medico hospitalario, con historial de lesiones lumbares o desordenes musculoesqueléticos previos o bien prevalencia de dolor en el área lumbar.

3.2.2 Criterios de inclusión y exclusión

A). Criterios de inclusión: Personas que tengan entre 25 y 40 años, que trabajen en el ramo de atención clínico hospitalario y tengan un historial de dolor y/o lesiones lumbares.

B). Criterios de exclusión: Personas que no cumplan con los criterios de inclusión o bien no presenten dolor ni tengan historial previo de lesiones lumbares.

3.3 Método Kano

Se aplico una encuesta ([Ver anexo 1](#)) de 10 atributos de diseño para el diseño de la ortesis de soporte lumbar a 30 enfermeras del hospital de la mujer, los resultados de la encuesta se clasificaron y fueron analizados por medio del método kano para encontrar los que fueran relevantes para el diseño de la ortesis.

3.4 Diseño experimental del método de simulación

Se realizó un análisis de la ortesis de soporte lumbar mediante la simulación de un el movimiento de carga obteniendo de esta manera las fuerzas en la zona lumbar y piernas sin el uso de la ortesis. El diseño experimental del estudio es de tipo cuasiexperimental transversal descriptivo con un solo grupo experimental. Las variables dependientes se

medirán mediante el uso de una simulación con el uso de la ortesis y sin el uso de ella con el objetivo de comprobar si existe diferencia significativa con el uso de esta.

3.5 Variables

3.5.1 Variables independientes

Las variables independientes del estudio tanto para la simulación son la carga de 10kg, las dos posiciones para levantar dicha carga: pegada al cuerpo en levantamiento de campana y desde una base a 50 cm de altura desde el piso frente a las rodillas, así como el uso del prototipo de ortesis de soporte lumbar experimental.

3.5.2 Variables dependientes

Las variables dependientes son la actividad muscular (Simulación de oblicuos externos, fascia toracolumbar, fascia glútea y abdominal recto) y el desplazamiento angular muscular.

3.6 Simulación

Se creó un modelo anatómico óseo utilizando el software OpenSim, a este modelo base le fueron incorporados 19 segmentos en el tronco, brazos y piernas así mismo la región lumbar, la más importante para el proyecto, se dividió en cinco vértebras de L1 a L5 mientras que las cervicales y espinas torácicas fueron modeladas como un solo cuerpo rígido. La columna vertebral incluye 37 huesos incluidas 12 vértebras y 24 costillas a los lados de las vértebras, este modelo anatómico fue basado en una persona con una altura de 1.53m de acuerdo con la información previamente revisada en *Antropometría y biomecánica para ingenieros y diseñadores industriales* (Hernandez & al., 2018).

Se procedió con la creación del modelo anatómico mostrado en la figura 18 en Open Sim, este tomo su base un modelo óseo femenino, para la simulación de los movimientos en este software es necesario programarlos aparte utilizando el programa Matlab.

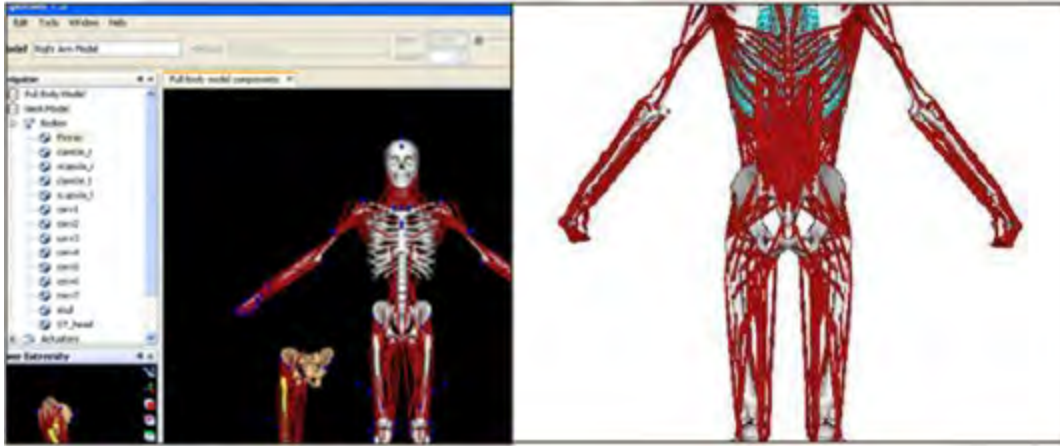


Figura 18. Grupos musculares en zona lumbar del modelo de OpenSim

Los movimientos en la columna torácica, así como la flexión-extensión entre vertebras se realizaron combinando una articulación y una junta universal a 3 grados de libertad ya que las vértebras tienen este movimiento de articulación con 2.5 – 3 grados de libertad; cabe destacar que los músculos del modelo debido a la aplicación simulada solo son generadores de fuerza, otros aspectos de la dinámica muscular como las relaciones con la velocidad y longitud no fueron consideradas en este proyecto.

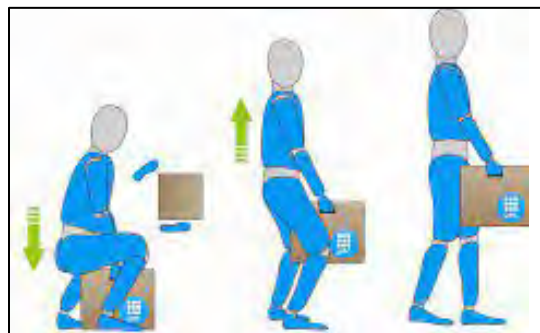


Figura 19. Técnica de levantamiento de carga (Técnicas de manipulación de carga, 2011)

La operación simulada en el modelo anatómico fue la de levantar una carga de 10kg desde el suelo utilizando la técnica de levantamiento de carga (figura 19), indicada para evitar daños en la zona lumbar y que consiste en realizar una sentadilla con la espalda recta abriendo las rodillas, tomar la carga y levantar el cuerpo aplicando fuerza en las piernas y manteniendo la espalda recta en todo momento, sosteniendo la carga pegada al cuerpo.

Con la finalidad de conocer si el uso de la ortesis de soporte lumbar puede disminuir los esfuerzos lumbares durante un procedimiento de levantamiento de carga, se creó por

medio de líneas de transmisión de fuerza, puntos de regreso de energía y limitadores de movimiento un modelo simulado de la ortesis en el software OpenSim.

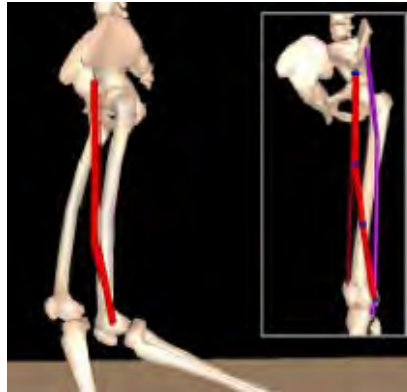


Figura 20. Creación de líneas de transmisión de fuerza en OpenSim

Se simuló el mismo procedimiento de carga de la figura 19, esta vez simulando el uso de la ortesis de soporte lumbar.

3.7 Análisis de materiales

Utilizando el programa CES Edupack 2019 se analizaron materiales comprendiendo el acero, el cromolio, el aluminio, homopolímeros y PLA, inicialmente se descartó el acero por su alto peso y el cromolio por ser difícil de conseguir en la región y ser de precio muy elevado.

El aluminio se consideró por su versatilidad, fácil maquinado, así como precio competitivo, en el caso del homopolímero se encontró que este material es utilizado en estructuras cuya rigidez interviene en cuestiones vitales como soportes de ventanas y partes de cinturones de seguridad automotrices y a la vez tiene la versatilidad de poder ser utilizado en productos médicos, así como en la fabricación de partes para la industria alimenticia.

Por último, el PLA por su reciente inclusión en la manufactura aditiva se ha vuelto muy fácil de encontrar y cuenta con precios muy bajos, su uso es tan variado que va desde empaques, vasos, carcasas de electrónicos, implantes médicos hasta textiles y productos del hogar.

Es inevitable que el factor económico tome parte vital del diseño de un aparato por lo que se revisaron los precios de los 3 materiales considerados siendo el del aluminio de 44.7 MXN/Kg, de 67.9 MXN/Kg para el homopolímero y de 53.2 MXN/Kg para el PLA.

Aluminio			
Price			
Price	* 44.7	- 519	MDN/kg
Price per unit volume	* 1.21e5	- 1.43e5	MDN/m ³
Physical properties			
Density	2.71e3	- 2.77e3	kg/m ³
Mechanical properties			
Young's modulus	69.6	- 72.4	GPa
Specific stiffness	25.3	- 26.5	MN/mkg
Yield strength (elastic limit)	152	- 168	MPa
Tensile strength	324	- 356	MPa
Homopolímero (Polyoxymethyleno)			
Price			
Price	* 67.9	- 76.6	MDN/kg
Price per unit volume	* 8.96e4	- 1.06e5	MDN/m ³
Physical properties			
Density	1.32e3	- 1.39e3	kg/m ³
Mechanical properties			
Young's modulus	1.31	- 2.41	GPa
Specific stiffness	0.966	- 1.78	MN/mkg
Yield strength (elastic limit)	37.9	- 54.5	MPa
Tensile strength	44.8	- 57.9	MPa
Specific strength	27.9	- 40.3	kN/mkg
Elongation	* 20	- 60	% strain
Compressive modulus	* 1.31	- 2.41	GPa
Compressive strength	* 52.4	- 82.1	MPa
PLA			
Price			
Price	* 53.2	- 70	MDN/kg
Price per unit volume	* 6.6e4	- 8.89e4	MDN/m ³
Physical properties			
Density	1.24e3	- 1.27e3	kg/m ³
Mechanical properties			
Young's modulus	3.3	- 3.6	GPa
Specific stiffness	2.63	- 2.87	MN/mkg
Yield strength (elastic limit)	55	- 72	MPa
Tensile strength	47	- 70	MPa
Specific strength	43.8	- 57.4	kN/mkg
Elongation	2.5	- 6	% strain
Elongation at yield	2	- 3.5	% strain
Compressive modulus	* 3.3	- 3.6	GPa

Figura 21. Características de materiales analizados.

En la figura 21 se pueden observar las características de los materiales analizados en el CES Edupack, tomando en cuenta estas características, entre las cuales de las más importantes para la ortesis se encuentran el módulo de Young, la densidad, módulo de compresión y precio se eligió al aluminio como material principal para las piezas que conforman la ortesis de la presente investigación.

Capítulo 4. Resultados

4.1 Método Kano

La encuesta aplicada fue estructurada utilizando el método kano mediante la evaluación de los siguientes 10 atributos de usabilidad para una ortesis lumbar: 1. Ligera, 2. Lavable, 3. Cómoda, 4. Barata, 5. Durable, 6. Estética, 7. Personalizable, 8. Ajustable, 9. Fácil de poner /usar y 10. Fácil de guardar.

El encuestado debió calificar la presencia y la falta de los atributos seleccionando una de las siguientes opciones:

1. Nada Importante. Denota que al encuestado le desagrada si el atributo está presente o si no lo está.
2. Poco importante. Al encuestado puede no afectarle en su satisfacción si se encuentra o no presente el atributo en el producto.
3. Importante. Al encuestado no le importa en lo absoluto si está o no está el atributo.
4. Muy importante. La preferencia del entrevistado refleja que el atributo debe estar presente y se le desilusionaría si no es así.
5. Super importante. Preferencia por el atributo es convincente y clara.

Para evaluar el método kano se utilizó la siguiente tabla:

Atributo funcional NO presente					
Atributo funcional presente	5. Super importante	4. Muy importante	3. Importante	2. Poco importante	1. Nada importante
5. Super importante	C	A	A	A	U
4. Muy importante	R	I	I	I	O
3. Importante	R	I	I	I	O
2. Poco importante	R	I	I	I	O
1. Nada importante	R	R	R	R	C

Figura 22. Tabla de evaluación para el método kano.

En la tabla anterior el requerimiento del usuario es evaluado como A). Atractivo, U). Unidimensional, O). Obligatorio, C). Cuestionable, R). Reversible o bien I). Indiferente.

De esta manera la evaluación de las selecciones realizadas por los encuestados quedo como reflejada en el análisis de frecuencias que se muestra en la tabla 2:

ENCUESTADOS	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Que sea lijera	4	3	4	2	4	4	5	4	5	5	4	3	4	5	4	5	5	5	2	5
Que NO sea lijera	5	5	4	4	5	4	5	3	5	5	5	3	4	5	3	5	5	5	4	5
EVALUACION DEL ATRIBUTO	R	O	I	I	R	I	C	I	C	C	R	I	I	C	I	C	C	C	I	C
Que sea lavable	3	2	4	4	4	3	4	4	3	5	3	3	4	4	4	3	4	3	2	4
Que NO sea lavable	3	5	4	3	4	3	2	3	4	5	3	3	5	5	5	3	4	3	2	5
EVALUACION DEL ATRIBUTO	I	R	I	I	I	I	I	I	I	C	I	I	R	R	R	I	I	I	I	R
Que sea comoda	5	4	5	4	5	3	5	5	5	4	4	5	5	3	4	5	3	5	5	5
Que NO sea comoda	4	5	5	5	5	5	3	5	5	5	5	4	5	5	5	5	4	5	5	5
EVALUACION DEL ATRIBUTO	A	R	C	R	C	R	A	C	C	R	R	R	A	C	R	R	C	I	C	C
Que cueste barata	3	4	3	3	3	3	3	2	2	5	4	4	3	3	3	3	3	5	3	3
Que NO sea barata	5	4	3	4	4	5	4	4	4	5	3	3	3	3	3	4	4	4	4	5
EVALUACION DEL ATRIBUTO	R	I	I	I	I	R	I	I	I	C	I	I	I	I	I	I	I	A	I	R
Que sea durable	5	5	4	3	4	3	4	4	5	4	3	5	3	5	5	5	5	3	4	5
Que NO sea durable	5	5	5	5	5	4	4	4	4	4	4	4	5	5	5	5	5	4	5	5
EVALUACION DEL ATRIBUTO	C	C	R	R	R	I	I	I	A	I	I	A	R	C	C	C	C	I	R	C
Que sea bonita / estetica	2	1	3	2	2	2	3	3	1	5	3	3	2	3	2	2	4	4	3	3
Que NO sea bonita	4	2	2	2	1	1	4	4	2	3	2	3	4	3	3	3	3	3	4	4
EVALUACION DEL ATRIBUTO	I	R	I	I	O	O	I	I	R	A	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I
Que sea personalizable	2	2	2	3	4	1	3	5	1	5	3	3	2	3	2	1	3	5	1	4
Que NO sea personalizable	1	1	1	1	4	1	4	4	1	4	4	4	4	1	1	1	4	5	1	3
EVALUACION DEL ATRIBUTO	O	O	O	O	I	C	I	A	C	A	I	I	I	R	R	C	I	C	C	I
Que sea ajustable	4	5	4	4	4	3	5	4	5	5	4	4	5	5	3	4	4	5	4	4
Que NO sea ajustable	4	3	3	4	5	2	5	4	3	4	5	5	5	4	5	5	5	5	5	5
EVALUACION DEL ATRIBUTO	I	A	I	I	R	I	C	I	A	A	R	R	C	A	R	R	R	C	R	R
Que se pueda poner facil	4	5	3	5	3	4	5	5	4	5	5	5	3	5	4	4	4	5	4	5
Que NO se ponga faci	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	4	4	5	5	5	5	5	5	4	4
EVALUACION DEL ATRIBUTO	R	C	R	C	R	R	C	C	R	C	A	A	R	C	R	R	R	C	I	A
Que sea facil de guardar	4	4	3	3	3	4	3	2	2	5	4	5	3	4	3	4	4	5	4	3
Que NO sea facil de guardar	2	5	4	3	3	4	5	3	2	5	3	5	5	3	3	2	3	5	5	5
EVALUACION DEL ATRIBUTO	I	R	I	I	I	I	R	I	I	C	I	C	R	I	I	I	I	C	R	R

Tabla 2. Análisis de frecuencias analizadas bajo el método kano

Con la información obtenida del análisis de frecuencias se calculó el coeficiente de satisfacción (CS) y el coeficiente de insatisfacción (CI), el cual se utilizó para conocer el impacto en la satisfacción de los usuarios. Los cálculos utilizados para el CS y CI son los siguientes:

Coeficiente de Satisfacción (CS)=

$$\frac{\text{Atractivos} + \text{Unidimensionales}}{\text{Atractivos} + \text{Unidimensionales} + \text{Obligatorios} + \text{Indiferentes}}$$

Coeficiente de Insatisfacción=

$$\frac{\text{Obligatorios} + \text{Unidimensionales} (-1)}{\text{Atractivos} + \text{Unidimensionales} + \text{Obligatorios} + \text{Indiferentes}}$$

Los resultados de la evaluación de coeficientes de satisfacción e insatisfacción se muestran en la siguiente tabla:

Evaluación de atributos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	C	I	O	R	A	CS	CI	Evaluación
Lijera	R	O	I	I	R	I	C	I	C	C	R	I	I	C	I	C	C	C	I	C	8	8	1	3	0	0	0.05	
Lavable	I	R	I	I	I	I	I	I	I	C	I	I	R	R	R	I	I	I	I	R	1	14	0	5	0	0	0	
Comoda	A	R	C	R	C	R	A	C	C	R	R	R	A	C	R	R	C	I	C	C	8	1	0	8	3	0.15	0	5
Barata	R	I	I	I	R	I	I	I	C	I	I	I	I	I	I	I	I	A	I	R	1	15	0	3	1	0.05	0	
Durable	C	C	R	R	R	I	I	I	A	I	I	A	R	C	C	C	C	I	R	C	7	6	0	5	2	0.1	0	2
Bonita / Estetica	I	R	I	I	O	O	I	I	R	A	I	I	I	I	I	I	I	I	I	I	0	15	2	2	1	0.05	0.1	
Personalizable	O	O	O	O	I	C	I	A	C	A	I	I	I	R	R	C	I	C	C	I	5	7	4	2	2	0.1	0.2	3
Ajustable	I	A	I	I	R	I	C	I	A	A	R	R	C	A	R	R	R	C	R	R	3	5	0	8	4	0.2	0	1
Facil de poner	R	C	R	C	R	R	C	C	R	C	A	A	R	C	R	R	R	C	I	A	7	1	0	9	3	0.15	0	4
Facil de guardar	I	R	I	I	I	I	R	I	I	C	I	C	R	I	I	I	I	C	R	R	3	12	0	5	0	0	0	

Tabla 3. Evaluación de satisfacción de atributos

Se puede observar una tendencia por algunos atributos mientras que los demás son indiferentes al usuario, para este proyecto se tomaron los 5 atributos con mayor coeficiente de satisfacción y menor coeficiente de insatisfacción para ser implementados en la ortesis lumbar: 1. Ajustable, 2. Que sea durable, 3. Personalizable; 4. Que sea fácil de poner y 5. Que sea cómoda.

4.2. Análisis factorial

Se realizó un análisis factorial utilizando la información obtenida mediante la encuesta aplicada y analizada previamente mediante el método Kano con la finalidad de obtener una mejor imagen de las correlaciones entre los atributos observados, así como de verificar la confiabilidad de los resultados obtenidos mediante el método Kano.

Para realizar este análisis, se introdujeron los datos en el software SSPS Statistics, de donde en el análisis de extracción de los principales atributos se puede observar que la selección que se realizó mediante el método Kano: 1. Ajustable, 2. Que sea durable, 3. Personalizable; 4. Que sea fácil de poner y 5. Que sea cómoda; es muy similar a la realizada por SPSS, en el cual los principales atributos fueron: 1. Barata, 2. Estética, 3. Personalizable, 4. Que sea fácil de guardar y 5. Que sea fácil de poner.

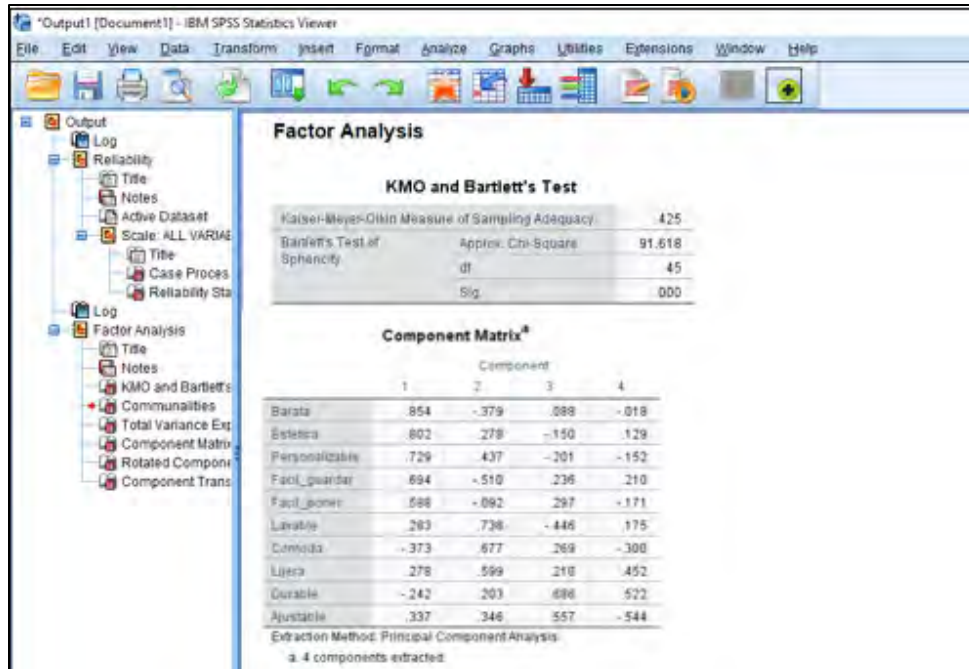


Figura 23. Análisis de extracción de principales atributos.

Se realizó la corrida de datos en *SSPS Statistics* para conocer la varianza y la confiabilidad del experimento, dados que pueden observarse en la figura 24 a continuación:

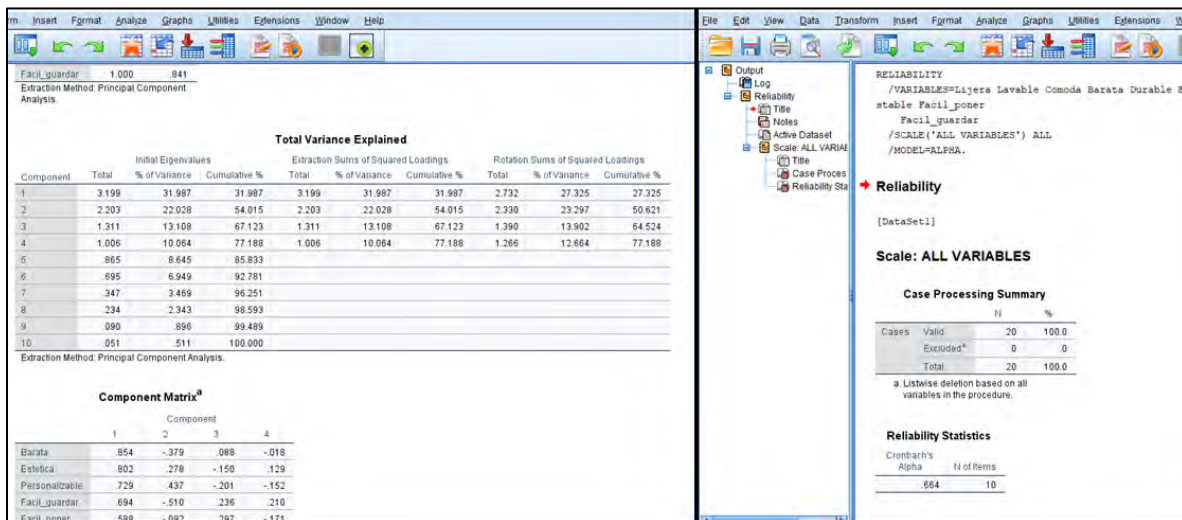


Figura 24. Análisis de varianza y confiabilidad del experimento.

Para el análisis de confiabilidad el alfa resulto en un valor de 0.664 y al ser mayor de 0.5 nos confirma que estadísticamente el experimento realizado es confiable.

4.3. Diseño de prototipo de ortesis lumbar.

Después de obtener los atributos principales del método Kano y análisis factorial realizados, el siguiente paso fue desarrollar un prototipo de ortesis lumbar para poder obtener una metodología de medición experimental. Se realizó el primer bocetado del cual obtuvimos el primer vistazo de la ortesis lumbar mostrado en la siguiente figura:

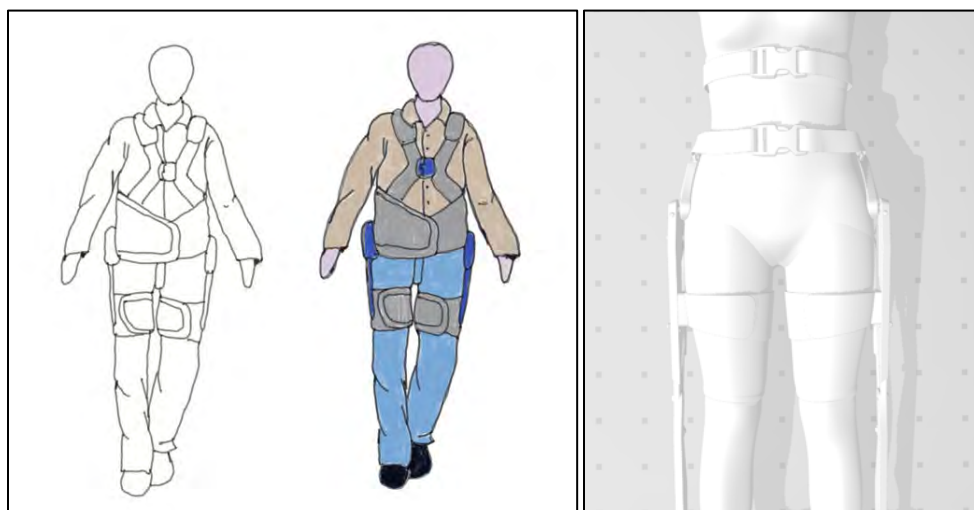


Figura 25. Primeros bocetos para el prototipo de ortesis de soporte lumbar

El primer boceto fue imaginado completamente de acuerdo a la aplicación, sin embargo, el modelo digital a la derecha en la figura 25 fue basado en la aplicación de los resultados obtenidos mediante el método Kano, así como en el análisis ergonómico antropométrico que se muestra a continuación.

De *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana* (Chaurad Avila & al., 2007), en su apartado dedicado a la zona fronteriza de México – Estados Unidos el cual está basado en la medición de 110 mujeres trabajadoras de la franja fronteriza se desprende la información en la figura 25:

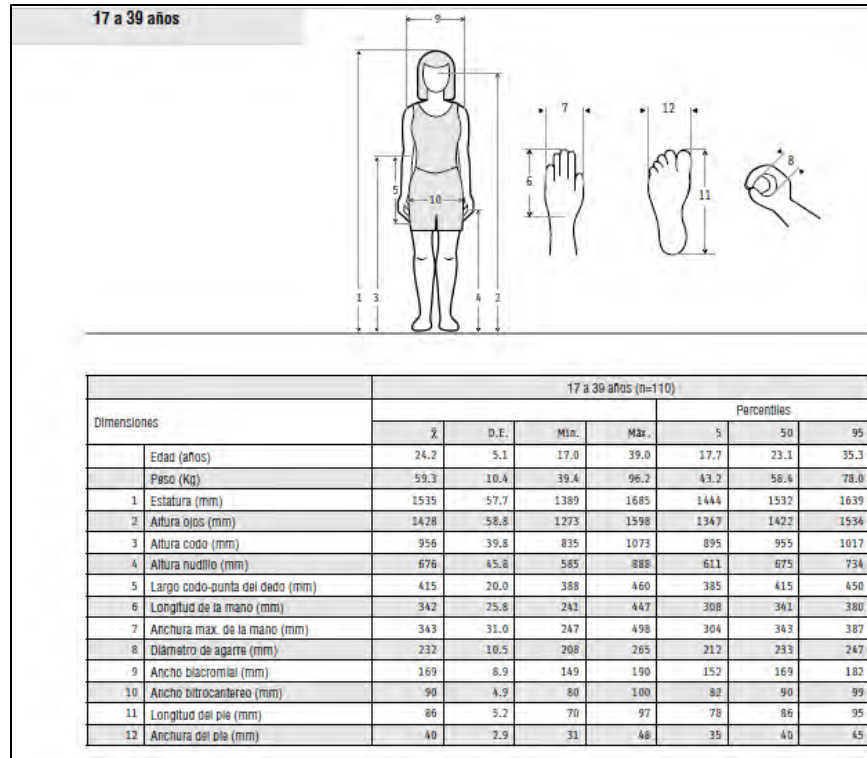


Figura 26. Dimensiones de mujeres trabajadoras de 17 a 39 años en la franja fronteriza (Chaurad Avila & al., 2007).

De la cual podemos destacar para el diseño de la ortesis el ancho bitrocantéreo (10) con una media de 90mm, los percentiles 5 y 95 se tomaron para definir los límites inferior-LIE(82mm) y superior de especificación-LSE (99mm) respectivamente ya que el prototipo es realizado para que pueda ser ajustable de acuerdo al usuario, de igual manera se toman de esta tabla las dimensiones relacionadas con estatura en 1535 mm, LIE=1444mm, LSE=1639mm y ancho biacromial con 169mm, LIE=152, LSE=182.

Ahora bien, de *Antropometría y biomecánica para ingenieros y diseñadores industriales* (Hernandez & al., 2018) se obtuvo la tabla de la figura 27, referente a dimensiones antropométricas de hombres y mujeres de ciudad Juárez:

Variable	Hombres				Mujeres			
	Media	D. E.	P5	P95	Media	D. E.	P5	P95
Peso (Kg.)	78.91	17.86	49.53	108.29	60.25	12.81	39.18	81.33
Estatura	1728	69	1614	1842	1601	60	1502	1701
A. de ojos	1619	61	1519	1719	1505	66	1397	1614
A. de hombro	1430	62	1327	1532	1316	55	1224	1407
A. de codo	1101	61	1002	1201	1016	47	939	1092
A. de cadera	993	59	895	1090	931	49	851	1011
A. de nudillo	761	41	694	828	711	34	655	768
A. de punta dedos	664	39	600	728	621	35	563	678
A. sentado	1309	51	1226	1393	1252	45	1179	1326
A. de ojos sentado	1211	45	1137	1284	1162	63	1058	1265
A. de hombros	1011	41	944	1078	968	43	898	1038
A. de muslo sentado	578	29	531	625	565	47	487	642
A. de rodilla sentado	525	32	473	577	478	27	433	523
A. de poplitea sentado	423	28	378	469	423	28	376	470
Grosor de muslo	143	19	112	174	132	21	98	167
L. de rodilla nalga	603	33	548	657	565	31	514	616
L. nalga-poplitea	481	35	424	538	469	29	421	516
L. de cabeza	198	7	187	210	190	7	178	203
L. hombro codo	351	25	310	393	328	18	298	358
L. codo-punta dedos	476	24	437	516	426	24	387	465
Profundidad del tórax	210	25	169	252	204	20	171	237
Profundidad de abdomen	242	49	161	323	204	34	148	260
Ancho de cabeza	159	6	149	168	151	6	141	161
Ancho de hombros briacromial	437	28	391	483	369	23	332	407
Ancho de hombros bideltoides	494	46	417	570	417	38	354	480
Ancho de cadera	380	37	318	441	384	46	309	459
L. miembro superior	870	54	782	959	781	50	699	862
L. hombro-puño	742	51	659	825	669	40	603	735
Alcance para agarre funcional horizontal	1372	110	1190	1553	1331	126	1124	1538
Alcance para agarre funcional vertical	1857	159	1595	2118	1740	180	1443	2037
Envergadura	1756	80	1624	1888	1593	80	1461	1726
Envergadura de codos	899	47	822	975	808	63	703	912
Longitud de la mano	186	9	171	201	170	8	156	183
Ancho de la mano	91	8	78	104	74	3	68	79
L. del pie	263	14	240	286	235	11	216	254
Ancho del pie	96	6	86	106	88	6	78	97

Figura 27. Dimensiones antropométricas de hombres y mujeres de ciudad Juárez (Hernandez & al., 2018)

Con estas dimensiones, el primer boceto de prototipo de ortesis de soporte lumbar tendría las siguientes características:

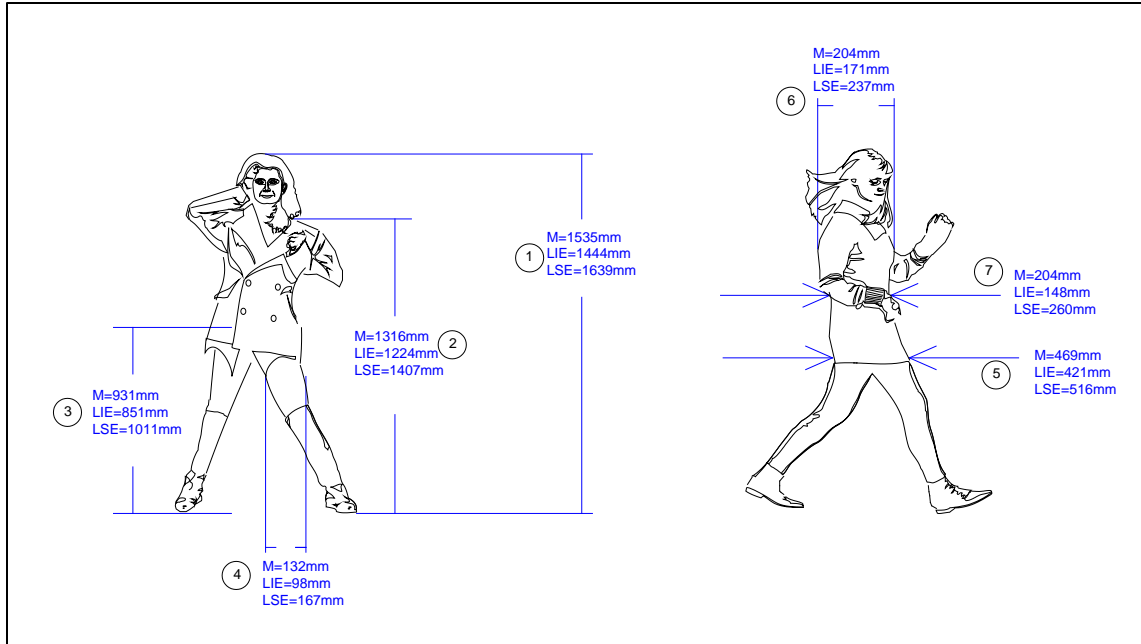


Figura 28. Dimensiones para el prototipado de la ortesis lumbar.

De la tabla en la figura 28, fueron tomadas la Media, Límite Inferior de Especificación y Límite inferior de Especificación para las siguientes dimensiones del cuerpo de la población femenina:

1. Altura de hombro M= 1316mm, LIE= 1224mm, LSE= 1407mm
2. Altura de cadera M= 931mm, LIE= 851mm, LSE= 1011mm
3. Grosor de muslo M= 132mm, LIE= 98mm, LSE= 167mm
4. Longitud nalga-poplítea M= 469mm LIE= 421mm, LSE= 516mm
5. Profundidad de tórax M 204mm, LIE= 171mm, LSE= 237mm
6. Profundidad de abdomen M= 204mm, LIE= 148mm, LSE= 260mm

Con base a estas especificaciones anatómicas se realizó un diseño utilizando SolidWorks, primero pieza por pieza de la ortesis lumbar para al final realizar el ensamble de estas en el mismo software.



Figura 20. Diseño de ortesis lumbar

Como podemos observar el prototipo de diseño cuenta con una base rígida en la zona lumbar, así como un par de extensiones hacia la zona de las piernas cuyo propósito es el de dirigir el esfuerzo de carga a estas extremidades y disminuirlo en la zona de la espalda baja.



Figura 30. Detalle de partes de la ortesis lumbar.

En la figura 30 podemos tener una vista isométrica de la ortesis de soporte lumbar con cada una de sus partes numeradas; a continuación, se lista la descripción de estas:

1.- Cinturón de ortesis. Se trata del cinturón de nylon por medio del cual se fija la ortesis a la zona lumbar, el cinturón cuenta con orificios reforzados para ajustarse a las diferentes tallas de cintura de los usuarios.

2.- Brazos de transferencia de esfuerzo lumbar. Estos brazos de tubular de aluminio calibre 16 bajan desde la zona lumbar hacia los costados de las caderas, son fijos por lo que el esfuerzo de carga lumbar es transferido hacia las piernas a través de ellos.

3.- Cintas de amarre a las piernas. A través de estos dos cintillos de nylon la ortesis es fijada a las piernas del usuario.

4.- Cintas de amarre a tobillos. Este par de cintas de PLA son de tamaño fijo y sirven de apoyo para los tobillos del usuario puesto que en los estudios realizados al levantar una carga los sujetos de prueba modificaban la postura de sus tobillos predisponiéndolos a una posible lesión.

5.- Tensores de esfuerzo en piernas. Estos son dos tensores con cajas de aluminio y resorte toroidal de acero inoxidable en su interior ubicados a los costados exteriores de las rodillas del usuario; fueron diseñados para retornar parte del esfuerzo de las piernas realizado al inclinarse a recoger un objeto durante el levantamiento de carga, estos tensores han demostrado ser capaces de retornar el 40% de la energía durante un levantamiento de una carga de 10kg.

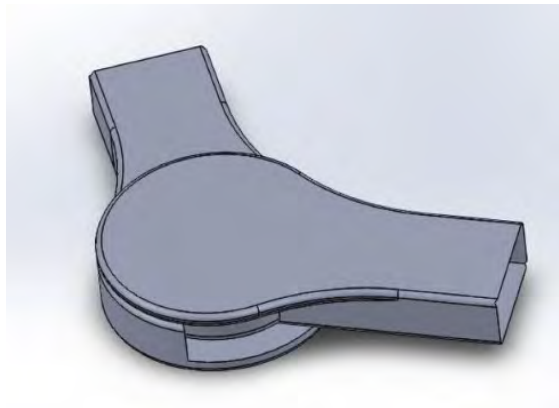


Figura 31. Tensores de esfuerzo.

6.- Tensores de esfuerzo lumbar (Figura 31). Funcionan de manera similar que los tensores de esfuerzo en piernas solo que estos tensores trasladan el esfuerzo lumbar hacia la zona abdominal, de esta manera al agacharse el esfuerzo será realizado por los músculos abdominales y no por la musculatura de raquis y zona lumbar, se trata también de cajas circulares de aluminio maquinado con resortes toroidales de acero inoxidable en su interior.

7.- Soportes lumbares. Se trata de dos estructuras de aluminio maquinado recubiertas de un acolchonamiento de foam y cubierta de tela de nylon cuya función es dar

estabilidad a la zona lumbar a la vez que funcionan como tope mecánico y no permiten inclinaciones ni arqueamientos anti ergonómicos al momento de realizar un esfuerzo por levantamiento de carga.

4.4. Resultados de la simulación sin el uso de la ortesis lumbar.

Después de generar los movimientos por medio de programación e importarlos a la interfaz de OpenSim se procedió a correr la simulación la cual duro aproximadamente 6 horas corriendo, los resultados de la simulación se acomodaron de acuerdo con el grupo muscular al que pertenecen, de la siguiente manera:

Tiempo	Fuerza lumbar de abduccion	Fuerza lumbar de aduccion	Fuerza lumbar en X	Fuerza lumbar en Y
0.392	11.14251065	2.549433909	42.26008087	178.5788462
0.408	13.67127041	6.788101869	25.21586648	119.0234345
0.424	15.66351996	10.82205428	11.22258084	65.44561383
0.44	16.17161347	14.3374179	1.637013447	25.34009186
0.456	15.10406041	17.27331072	-8.439309268	1.058910982
0.472	12.9808761	19.63294648	-18.9400319	-9.916187388
0.488	10.44807967	21.32948489	-27.82944784	-10.28056303
0.504	7.98715337	22.23471734	-32.16290369	-3.474283348
0.52	5.888336059	22.31380044	-26.95985783	6.283818387
0.536	4.33756851	21.69974544	-21.04546561	12.4793514
0.552	3.456847944	20.67192685	-14.23444378	18.47879666
0.568	3.284106221	19.60008038	-6.237168883	26.9656398
0.584	3.805699939	18.87679498	0.370980708	40.87448906
0.6	5.021852485	18.71729878	3.886040893	55.17531431
Tiempo	Fuerza lumbar en Z	Esfuerzo abdominal	Esfuerzo de flexion de cadera lado derecho	Esfuerzo de flexion de cadera lado izquierdo
0.392	-39.97430705	0	29.63515338	-8.650733991
0.408	-17.83567649	0	21.8369713	-7.699607034
0.424	2.014526518	0	14.74352188	-6.587459743
0.44	15.23069837	0	8.918049304	-4.544609258
0.456	19.40811574	0	3.5048123	-3.65746477
0.472	14.1251623	0	-1.988273568	-2.242244339
0.488	0.907724301	0	-7.156655504	0.223414664
0.504	-11.97486992	0	-9.620866664	1.63252978
0.52	-15.94551813	0	-8.023907468	4.020788682
0.536	-9.32035002	0	-11.01272672	8.861012364
0.552	7.074412977	0	-14.42231804	11.57638196
0.568	27.68733888	0	-14.778753	11.61216429
0.584	45.057922	0	-12.24825459	13.51951581
0.6	53.30322858	0	-5.627700046	16.21976785
Tiempo	Fuerza en rodilla derecha	Fuerza en rodilla izquierda	Fuerza en tobillo derecho	Fuerza en tobillo izquierdo
0.392	5.762962389	4.568948986	2.124800904	2.724409155
0.408	3.895277418	4.440056505	1.941478214	3.303898809
0.424	2.788441516	3.878422629	1.82516273	3.525553935
0.44	2.639841861	4.009040376	1.802510996	3.81708055
0.456	3.693800839	5.210402157	1.823862996	3.895344091
0.472	5.859900076	5.679444019	1.810884749	3.714818777
0.488	8.634807023	9.842439184	1.693080044	4.50339603
0.504	10.81090367	14.28763158	1.446826344	3.865258235
0.52	11.6572866	14.32287666	1.065449622	4.308731503
0.536	14.14303395	16.12102635	1.472267667	5.170002232
0.552	16.73222162	19.37232823	1.12861207	4.210465146
0.568	17.82918401	21.32570772	1.562239133	5.869969784
0.584	17.09582042	20.7967786	1.734120195	5.737090899
0.6	13.0300581	17.85239382	1.801884824	6.828297336

Tabla 4. Resultados de la simulación en OpenSim

En la tabla 4, el grupo de color amarillo se refiere a valores de fuerza en la zona lumbar, el grupo en verde se refiere a valores de fuerza y movimiento en la cadera durante el levantamiento, el grupo azul muestra valores para las rodillas del modelo y el grupo rosa se refiere a datos de fuerza en la región de los tobillos del modelo. Todas las fuerzas son representadas con valores en Newtons.

Los esfuerzos y movimientos en general incluyendo los lumbares, se calcularon en OpenSim representando la tarea de realizar un levantamiento de carga de 10kg; en el caso específico de la zona lumbar las fuerzas calculadas durante el movimiento dinámico corresponden al segmento de vertebras comprendido entre la L1 y L5, el programa simulo la carga en los músculos de la zona lumbar dando como resultados lo datos que originan las siguientes graficas:

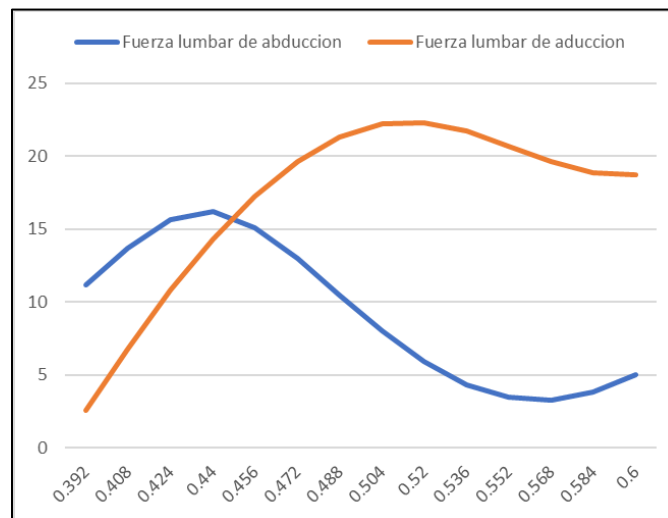


Figura 32. Grafica de fuerzas lumbares en abducción y aducción

En la figura 32 podemos observar cómo los esfuerzos lumbares de abducción y aducción se comportan mientras transcurrió el tiempo de la simulación del movimiento de carga (figura 19), la fuerza de abducción representada por la línea azul sube desde 11.14N hasta 16.17N mientras el modelo de inclina para tomar el peso y después baja hasta 3.28N durante el levantamiento de carga para volver a subir a 5.02N al final del movimiento. En el caso de la fuerza de aducción se puede decir que es el movimiento contrario físicamente y esto queda constatado en la forma en la que se comporta su gráfica de color naranja en la figura 29 con respecto a la del movimiento de abducción. En el caso de la aducción, comienza con una fuerza aplicada de 2.54N en la zona lumbar y sube hasta 22.31N durante el levantamiento de carga para bajar a los 18.71N hacia el final de la simulación.

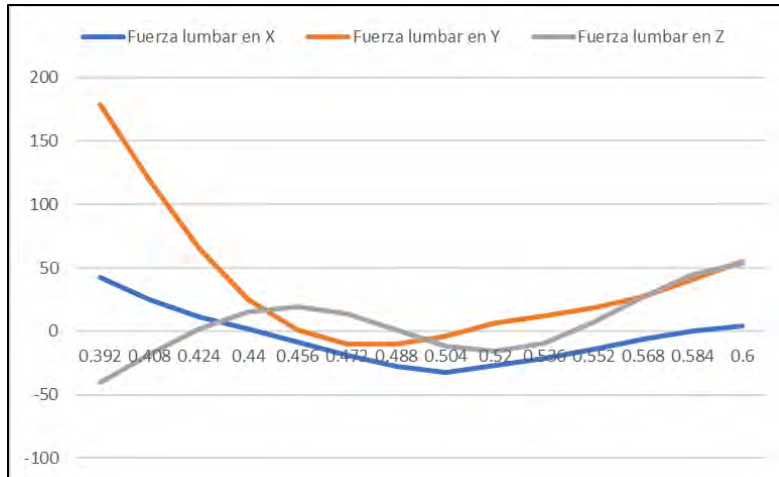


Figura 33. Grafica de fuerzas lumbares en ejes X, Y, Z.

Ahora bien, en la figura 33 podemos ver el esfuerzo de la zona lumbar dividido en fuerza lumbar en X (línea color azul), fuerza lumbar en Y (línea color naranja) y fuerza lumbar en Z (línea color gris); de esta grafica podemos observar que los esfuerzos en X y en Y se comportan de manera similar, yendo en el eje X desde 42.26 N hasta -27.82 N mientras se realiza la inclinación en el movimiento de carga y subiendo hasta 3.88 N hacia el final del movimiento en X mientras que en el eje Y baja desde los 178.57N hasta los -10.28 durante la inclinación del movimiento de carga y sube de nuevo hasta los 40.87N al enderezarse el modelo al final del movimiento.



Figura 34. Fuerza lumbar en el eje Z durante el levantamiento.

La fuerza en el eje Z es una fuerza resultante al movimiento de carga y sale perpendicularmente de la zona lumbar hacia afuera subiendo hasta 19.40N durante la sentadilla del movimiento de inclinación (figura 34) para después bajar durante el movimiento hacia arriba a los 0.90 N y terminar el movimiento en 53.30 N.

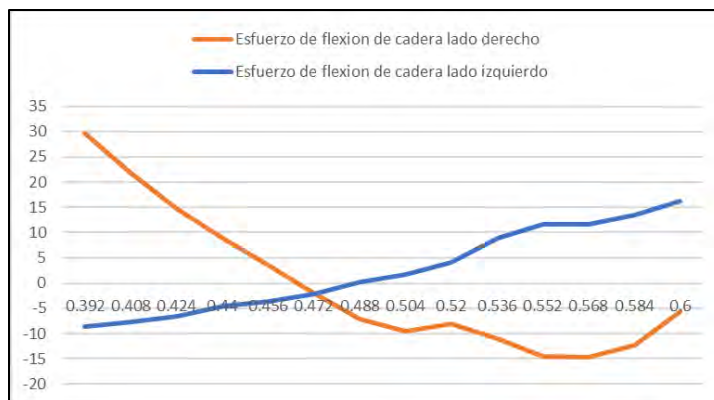


Figura 35. Esfuerzos de flexión en cadera de lado izquierdo y derecho

En la figura 35 tenemos la gráfica de los esfuerzos de flexión en la cadera de lado derecho en naranja y del lado izquierdo en azul, en este caso podemos observar como la simulación arrojo un desbalance en la cadera en el que el esfuerzo se concentró de mayor forma en el lado izquierdo durante el levantamiento de carga yendo desde 0.22N hasta 16.21N mientras que del lado derecho el esfuerzo fue a la baja durante la inclinación de 29.63 N hasta 1.98N para al final volver a aumentar hasta los 16.21 N.

Estos desbalances son muy comunes puesto que el cuerpo hace adecuaciones a nivel muscular al momento de inclinarse y después levantarse con carga por lo que es muy interesante ver que OpenSim considero este aspecto y se vio reflejado en la simulación.

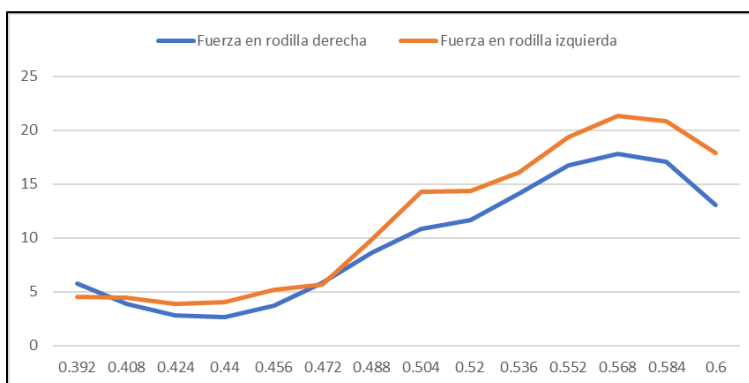


Figura 35. Fuerza aplicada en rodillas izquierda y derecha durante la simulación.

En el movimiento de carga los músculos más utilizados aparte de los de la zona lumbar son los de las piernas y pies, de hecho, la técnica de levantamiento que busca evitar lesiones lumbares precisamente trata de enfocar el mayor esfuerzo en estos grupos musculares y liberar la zona vertebral.

Los esfuerzos realizados durante la simulación en rodillas pueden ser observados en las gráficas de la figura 36, en las que podemos observar que las fuerzas aplicadas en las rodillas son bajas al inicio de la simulación (3.89N y 4.44N en rodilla derecha e izquierda respectivamente) o sea mientras el modelo hace el movimiento de sentadilla para tomar el peso a cargar y suben de manera uniforme hasta 17.82N en la rodilla derecha y 21.32N en rodilla izquierda al realizar el movimiento de levantar la carga para disminuir de nuevo cuando se alcanza la postura erguida al final del movimiento simulado.

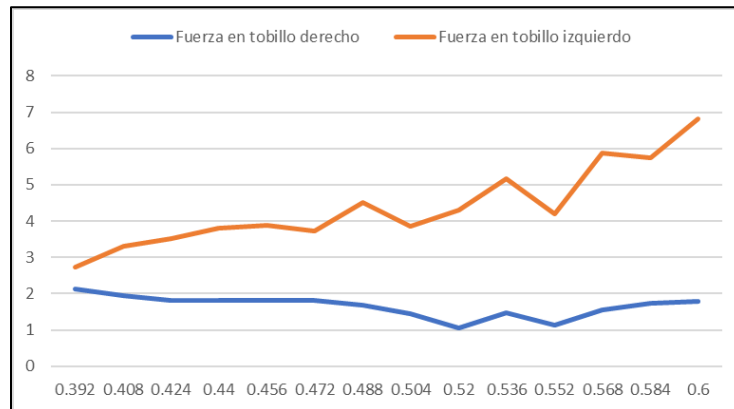


Figura 36. Fuerza aplicada tobillos durante la simulación

El ultimo conjunto de datos arrojados por OpenSim durante la simulación fue la fuerza aplicada en los tobillos durante el levantamiento de carga; es importante decir que no se tenía previsto un análisis en esta zona del cuerpo sin embargo es interesante ver como estas fuerzas al igual que las resultantes en la zona de la cadera se comportan de manera diferente para el tobillo derecho que para el izquierdo, mientras que en el tobillo izquierdo la fuerza aplicada va creciendo de los 2.72 N hasta los 6.82 N, en el tobillo derecho baja de los 2.12 N hasta 1.80N; en las gráficas para ambos tobillos se pueden ver picos ya que la musculatura de estos se adapta conforme transcurre el movimiento para balancear el peso del cuerpo y la carga levantada sin caer.

Cabe destacar que se incluyó el esfuerzo abdominal sin embargo este fue de cero Newtons para la simulación del procedimiento de carga sin utilizar ortesis lumbar.

4.4. Factor de frecuencia

La ecuación de NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) nos dice que el factor de frecuencia (FM) o "Frequency multiplier" trata de la frecuencia con la que se realiza un levantamiento y es definido por el número de levantamientos por minuto por la duración del levantamiento y por la altura de mismo levantamiento. La tarea de levantamiento evaluada en la presente investigación se considera de corta duración ya que se trata de una tarea con duración menor a una hora. (Nogareda S, 1998).

En la siguiente tabla se muestran los valores de FM de acuerdo con la duración del levantamiento y la altura (V) en centímetros del mismo:

Frecuencia	Duracion del levantamiento			
	< 1 Hora		> 1 Hora - 2 Horas	
elevaciones/min	V < 75cm	V > 75cm	V < 75cm	V > 75cm
0.5	1.00	1.00	0.95	0.85
1	0.97	0.97	0.92	0.81
2	0.94	0.94	0.88	0.75
3	0.91	0.91	0.84	0.65
4	0.88	0.88	0.79	0.55
5	0.84	0.84	0.72	0.45
6	0.80	0.80	0.60	0.35
7	0.75	0.75	0.42	0.27
8	0.70	0.70	0.35	0.18
9	0.60	0.60	0.30	0.15
10	0.52	0.52	0.26	0.13

Tabla 3. Frecuencia de levantamiento

En la tabla 3 los valores de V están en centímetros, para el cálculo de frecuencia de levantamiento se deben de tomar en cuenta los valores obtenidos en esta tabla y multiplicarlos por el número de elevaciones por minuto. De esta forma si la duración de la tarea es de 25 min (< 1 hora) y se realizan 5 levantamientos en ese tiempo a una altura menor de 75cm (V <75cm) el cálculo es: $25 \times 0.84 = 21$ min por lo que se recomienda para la frecuencia de levantamientos que cada que se realicen 5 levantamientos en un periodo menor a una hora deberán ser seguidos por 21 minutos de descanso.

4.5. Resultados de la simulación usando la ortesis de soporte lumbar.

Se corrió de nuevo la simulación del movimiento de carga establecido en la figura 19 esta vez simulando que el modelo musculo esquelético de OpenSim estuviera usando la ortesis de soporte lumbar, a continuación, se comparan las gráficas obtenidas con y sin el uso de la ortesis con la finalidad de encontrar si proporciona una mejora el usarla.

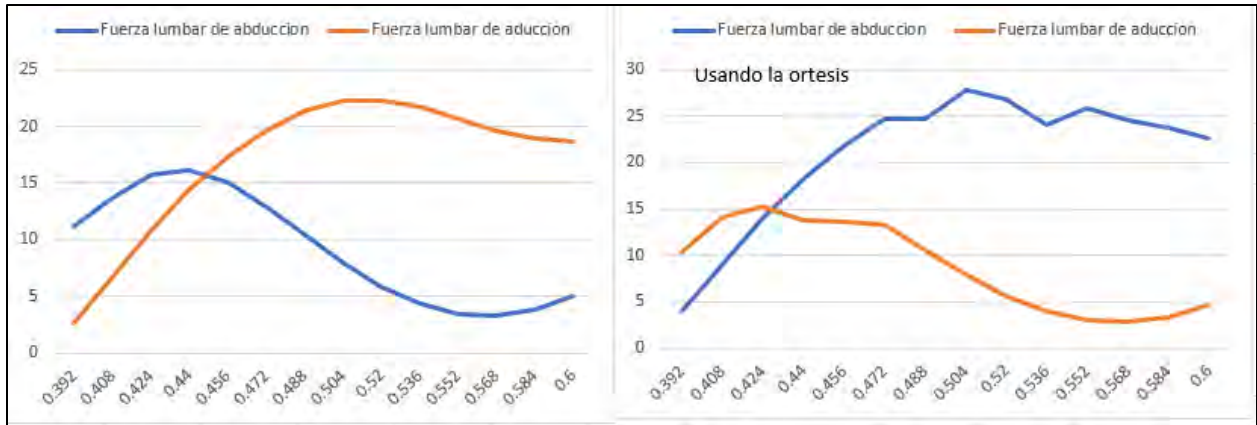


Figura 37. Comparación de fuerzas de abducción y aducción lumbares sin usar la ortesis y con el uso de esta.

Para las fuerzas lumbares aplicadas podemos observar en la figura 37 que usando la ortesis la fuerza de abducción que antes bajaba respecto al tiempo ahora sube y va desde 4 N hasta 22.53N lo cual es un incremento en esta fuerza significativo puesto que el valor máximo alcanzado sin usar la ortesis había sido de 15.66 N. Por otro lado el movimiento de aducción ahora fue bajando contrario a la simulación en la que la ortesis no era usada; la explicación de esto es que la abducción y la aducción son movimientos contrarios y al usar la ortesis, esta cuenta con tensores de esfuerzo lumbar los cuales buscan disminuir la fuerza aplicada de aducción, es decir hacia adentro de la zona lumbar y en su lugar de manera contraria elevar la fuerza de abducción al ser necesaria esta para comprimir los tensores de esfuerzo lumbar. Parte del esfuerzo realizado durante el movimiento de abducción lumbar también se distribuye hacia la musculatura abdominal la cual no presentaba esfuerzos en la simulación anterior donde no se usaba la ortesis.

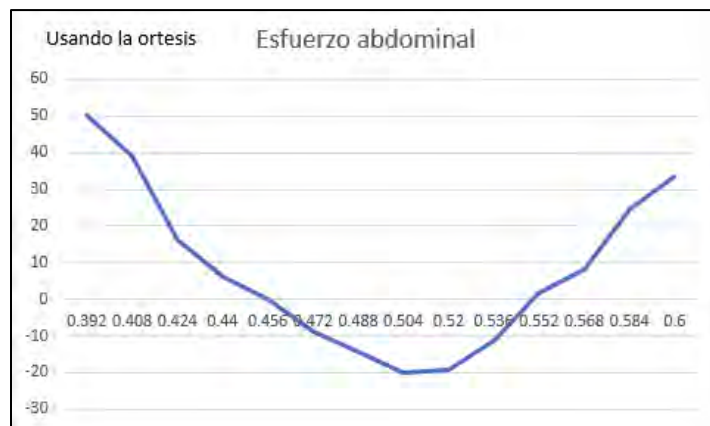


Figura 38. Fuerza abdominal aplicada.

De esta manera podemos observar en la figura 38 que la fuerza abdominal es alta, de 50.27 N al inicio y va decayendo conforme transcurre el movimiento de sentadilla hasta los 0.0035 N para incrementarse de nuevo con el levantamiento de la carga hasta los 33.44 N. por lo que podemos deducir que se aplican fuerzas altas en la musculatura

abdominal al inicio y al final del procedimiento de carga usando la ortesis de soporte lumbar.

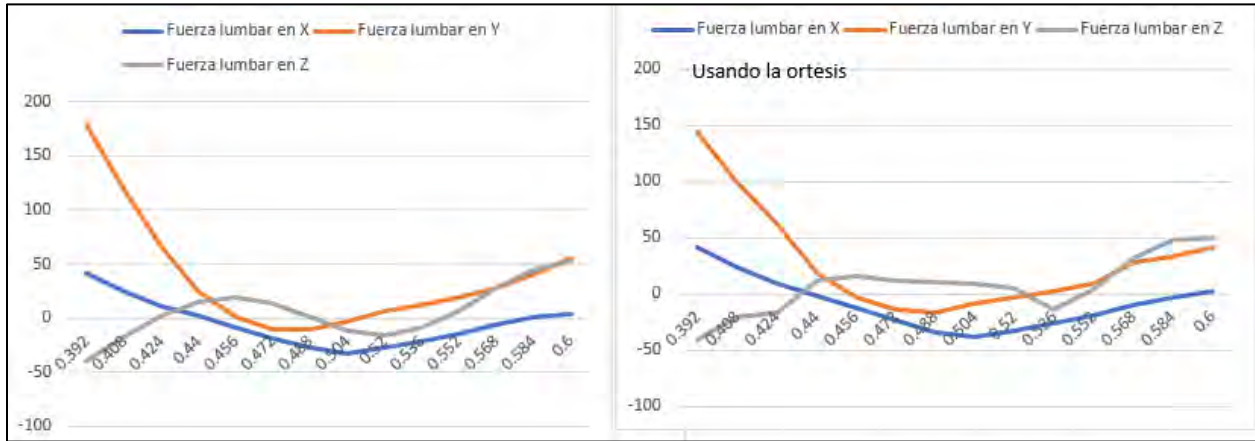


Figura 39. Comparación de fuerzas lumbares en ejes X, Y, Z sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.

En el caso de las fuerzas lumbares en los ejes X, Y, Z observamos que se comportan de manera muy similar en las gráficas de la figura 37 tanto con y sin el uso de la ortesis lumbar; revisando los datos vemos que las fuerzas si cambiaron de un máximo de 42.26N se redujo a 41.79N, a su vez el valor máximo de fuerza en Y se redujo también de 178.57N a 144.38N y por ultimo las fuerzas en Z que tenían un valor máximo de 53.3N se redujeron a 50.27N; resumiendo, a simple vista se puede observar en los datos que el uso de la ortesis de soporte lumbar redujo las fuerzas lumbares realizadas durante la simulación del movimiento de carga.

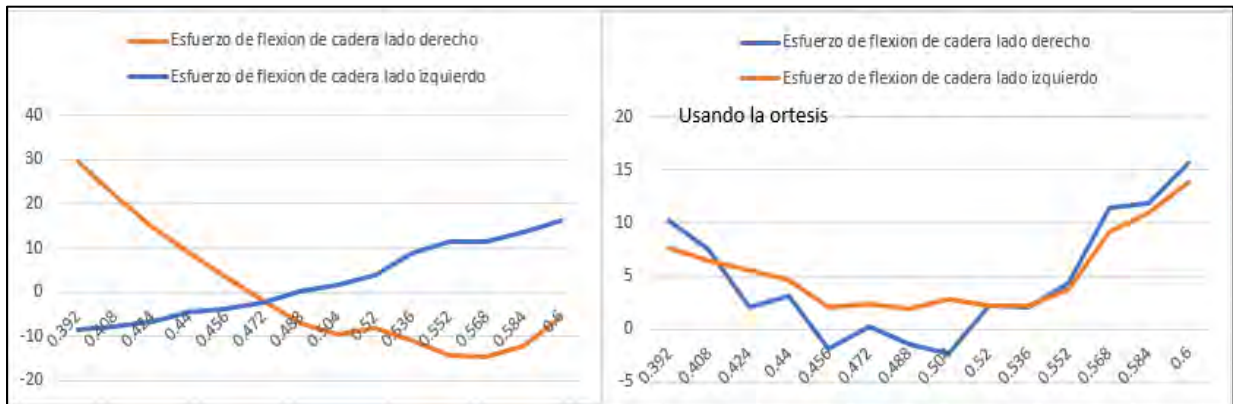


Figura 40. Comparación de esfuerzos de flexión en cadera sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.

Comparando ahora las gráficas de esfuerzos de flexión de la figura 40 lo primordial es que sin el uso de la ortesis se comportaban de manera diferente el lado derecho e izquierdo de la cadera esto denotando que la cadera tenía movimiento y por tanto producía fuerzas diferentes para ambos lados mientras que usando la ortesis de soporte

lumbar observamos que ambos lados de la cadera se comportan de manera similar esto debido a las restricciones de movimiento contenidas en la ortesis. Analizando datos las fuerzas máximas para la fuerza de flexión de cadera del lado derecho e izquierdo se redujeron significativamente de 29.63 N y 13.51N respectivamente a 15.68 N y 13.88N respectivamente; en este caso de acuerdo con los datos podemos deducir que el uso de la ortesis de soporte lumbar reduce las fuerzas de flexión de cadera durante el movimiento de levantamiento de carga.

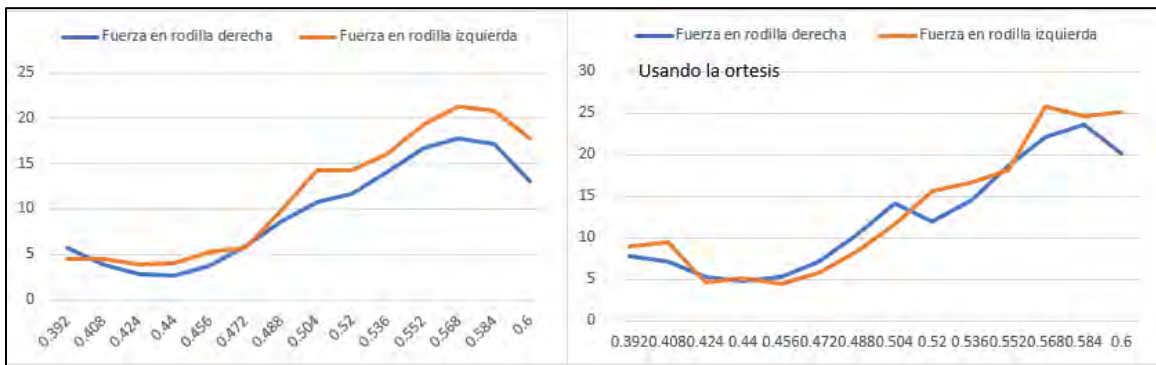


Figura 41. Comparación de esfuerzos en rodillas sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.

Las gráficas de la figura 41 se refieren a la fuerza en rodilla derecha en azul y a la fuerza en rodilla izquierda en color naranja; ambas gráficas, sin el uso de la ortesis, así como usándola se comportan de manera similar sin embargo los valores máximos para la corrida sin el uso de la ortesis son de 17.82N para rodilla derecha y 21.32N en rodilla izquierda mientras que los valores máximos de fuerza usando la ortesis son de 23.61 N y de 25.85N en rodilla izquierda y derecha respectivamente. En este caso los valores de fuerza en rodillas subieron con el uso de la ortesis de soporte lumbar debido a que está diseñada precisamente para reducir los esfuerzos de la zona lumbar y transferirlos a las piernas y rodillas en donde las lesiones son más difíciles de ocurrir que en la zona lumbar.

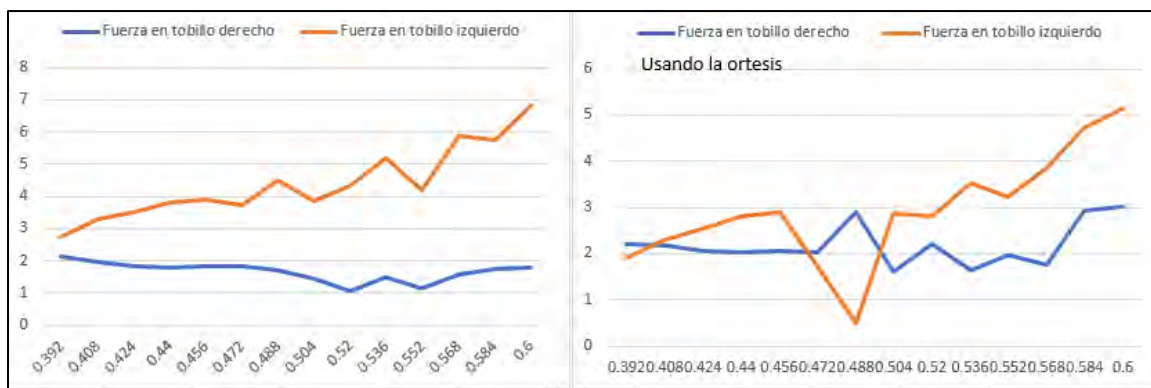


Figura 40. Comparación de fuerzas en tobillos sin usar la ortesis y usando la ortesis de soporte lumbar.

En la figura 40 se observa la comparación de fuerzas en tobillos sin el uso y con el uso de la ortesis lumbar, las gráficas de comportan de manera similar ya que la fuerza va subiendo sutilmente respecto al avance del movimiento de carga, sin embargo con el uso de la ortesis vemos que la diferencia entre la fuerza aplicada en el tobillo izquierdo respecto a la aplicada con el derecho es mucho menor, esto tiene una explicación y es que debido a que la ortesis cuenta con soporte en la zona de los tobillos propicia una mejor distribución de las fuerzas entre ambos tobillos mientras permite aun los ajustes que realiza el cuerpo para balancear la carga y evitar una caída.

4.6 Comprobación estadística de la mejora.

Después de haber simulado el movimiento de carga con y sin el uso de la ortesis de soporte lumbar en OpenSim, los datos de fuerzas obtenidos fueron introducidos al software Minitab para su análisis estadístico para lo cual se aplicó un estudio "Before/after capability comparison"

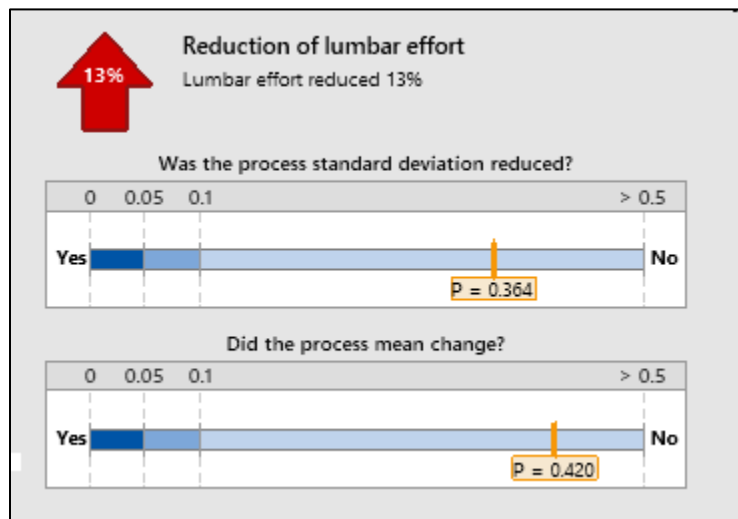


Figura 42. Reducción de esfuerzo lumbar en Minitab.

De acuerdo con este análisis, que tomo como entradas los esfuerzos en X, Y, Z y las fuerzas de abducción / aducción lumbar el esfuerzo lumbar en general se redujo 13% con el uso de la ortesis de soporte lumbar (figura 42).

En los datos de caracterización del proceso de la figura 43, se puede observar la disminución en la media y en la desviación estándar de los datos obtenidos en la simulación utilizando la ortesis de soporte lumbar respecto a los obtenidos sin el uso de la ortesis.

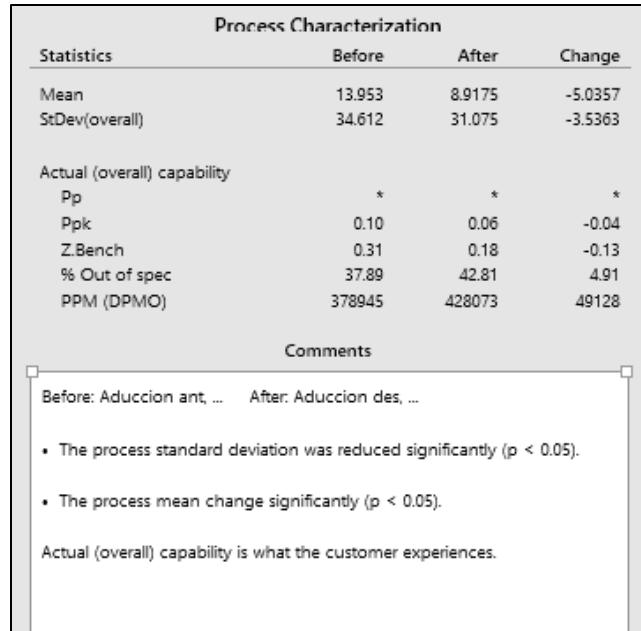


Figura 43. Caracterización del proceso.

En la figura 43 podemos observar también el valor de $P < 0.05$ lo que significa que los resultados, así como la mejora en la reducción de esfuerzos en la zona lumbar son significativos

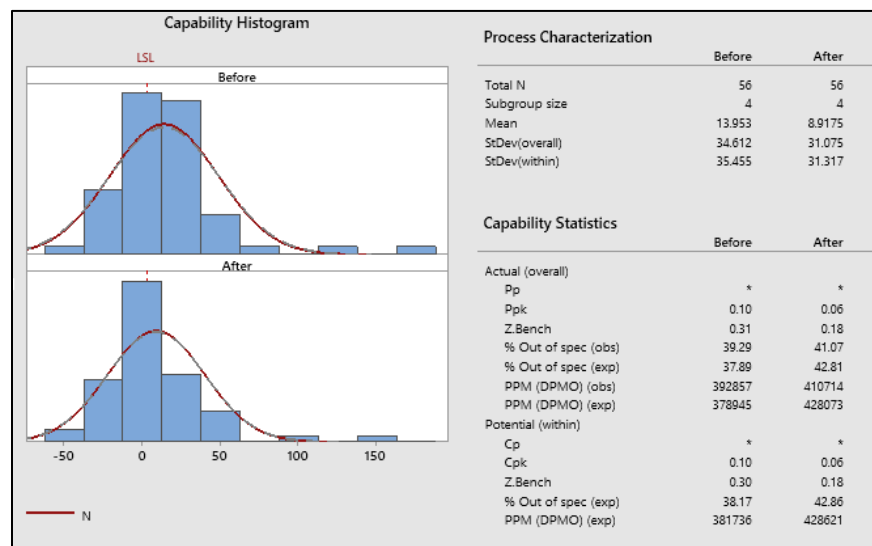


Figura 44. Histogramas de capacidad.

En los histogramas de la figura 44 también podemos corroborar la disminución en la media y desviación estándar además de apreciar datos centrados bajo la campana normal.

4.7 Prototipado y prueba de ajuste.

Para validar que las dimensiones antropométricas definidas para la ortesis fueran las correctas se decidió hacer un prototipado rápido utilizando impresión 3D y PLA como material de adición; al ser el material muy frágil para la aplicación se tuvo que reforzar en los puntos más delgados utilizando resina epóxica para evitar la fractura al momento de las pruebas.



Figura 46. Pruebas de ajuste de ortesis de soporte lumbar.

En la figura 46 se puede observar en general el ajuste de la ortesis de soporte lumbar en un sujeto de prueba femenino, el prototipo cumple con las dimensiones antropométricas sin limitar el movimiento del usuario.



Figura 47. Detalle de ajuste de la ortesis de soporte lumbar.

En la figura 47 se observa el detalle de ajuste perfecto al cuerpo del sujeto de prueba, así como este puede caminar y doblar sus piernas sin problema.

5. Conclusiones

Después de analizar los datos obtenidos durante las dos simulaciones de OpenSim, la primera con el modelo musculo esquelético libre y la segunda utilizando la ortesis de soporte lumbar podemos concluir que con el uso de la ortesis se reducen en un 13% las fuerzas aplicadas en la zona lumbar y estos esfuerzos son transmitidos exitosamente hacia las rodillas, tobillos y piernas en general.

Al reducir las fuerzas en la zona lumbar durante el movimiento de carga podemos concluir que el uso de la ortesis de soporte lumbar disminuye también el riesgo de lumbalgia al usuario.

5.1. Discusión y recomendaciones a futuro.

En esta investigación estudiamos por primera vez, ya que no existe registro de estudios similares; las fuerzas que aparecen en la zona lumbar, cadera, musculatura abdominal y piernas durante el levantamiento de una carga mediante una simulación computarizada; a la vez estudiamos también el efecto que tiene nuestro diseño de ortesis lumbar sobre la actividad muscular en estas zonas y encontramos que se aplica menor fuerza en la zona lumbar al usar la ortesis; esto es posible debido a que la ortesis distribuye los esfuerzos hacia la cadera y rodillas para disminuirlos en la zona lumbar.

En cuanto a la postura de levantamiento, se puede observar como el modelo se carga hacia el lado izquierdo durante la primera simulación mientras que ya en la segunda simulación, incluyendo el uso de la ortesis lumbar se observa una distribución más uniforme de las cargas en el modelo musculo esquelético esto debido a las limitaciones mecánicas que provee la ortesis de soporte con la finalidad de evitar también de esta manera daños en la región lumbar.

Podemos concluir que el uso de la ortesis de soporte lumbar diseñada en la presente investigación es una estrategia eficaz para reducir los riesgos de daño en la zona lumbar y lumbalgia.

Es adecuado decir también que en este estudio los músculos fueron considerados como generadores de fuerza solamente por lo que para futuros trabajos si se desea tener un panorama más amplio de las interacciones entre el usuario y la ortesis sería conveniente realizar simulaciones en las que se consideren la dinámica muscular, así como sus relaciones fuerza - velocidad y fuerza – longitud.

Para trabajos a futuro también se recomienda realizar simulaciones tomando la carga desde diferentes alturas y diferentes distancias del cuerpo para lograr una mejor comprensión del actuar muscular en la zona lumbar y miembro inferior; de la misma manera se recomienda realizar experimentos utilizando sujetos en persona involucrando el uso de electromiógrafo para la medición precisa de actividad muscular y electrogoniómetros que asistan con la medición de ángulos durante el levantamiento de carga.

5.2 Colaboradores

Dra. Erika G. Meraz Tena. Doctorado en Ingeniería Eléctrica y Computación, Universidad de Texas en el Paso; USA Maestría en Ingeniería Biomédica, Universidad de Surrey, Reino Unido. Directora del Laboratorio de Prótesis y Tecnologías de Asistencia de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, UACJ. La doctora Erika Meraz es la directora del presente proyecto.

Dr. Edson Francisco Estrada Meneses. Maestro en kinesiología por la Universidad de Texas en El Paso, UTEP; Doctor en ingeniería computacional por UTEP. Coordinador de la Licenciatura de Entrenamiento Deportivo Institución Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Departamento de Ciencias de la Salud, Licenciatura de Entrenamiento Deportivo. El doctor Edson funge como codirector en este proyecto.

Dr. Juan Luis Hernandez Arellano. Ingeniero Industrial y Maestro en Ciencias en Ingeniería Industrial por el Instituto Tecnológico de Celaya, México. Doctor en Ciencias en Ingeniería por la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, México. Como encargado del laboratorio de ergonomía el Dr., Hernandez participo en este proyecto a través de recomendaciones en aspectos técnicos del proyecto.

Bibliografía

- Aguilar-Barojas, S. (2005). Fórmulas para el cálculo de la muestra en investigaciones de salud. *Salud en Tabasco*, 333-338.
- Aguilera, A., & Herrera, A. (2013, Julio 2). Lumbalgia: una dolencia muy popular ya la vez desconocida. *Comunidad Y salud*,. *Comunidad y Salud*,, pp. 80-89.
- al., V. A. (2019). Efectividad de la técnica de liberación de la fascia toracolumbar sobre la resistencia muscular del esternocleidomastoideo bilateral y el ángulo de anteposición de cabeza y cuello. *Revista de la Sociedad Española de Rehabilitacion y Medicina Fisica*, pp. 162-168.
- Álvarez Fiallo, R. S. (2005). Implementación de la electromiografía cuantitativa para el estudio de las enfermedades neuromusculares. *Revista Cubana de Medicina Militar*, 1-1.
- Alvarez Sanchez, H. (2003). *Modelado y optimizacion de una placa (implante) para sujecion en la columna vertebral por el metodo de los elementos finitos*. Lima: Pontificia Universidad Catolica del Peru.
- Ayala-Lozano, J. F.-S.-A. (2015, Enero 17). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, pp. 79-90.
- Biopac. (2019). www.biopac.com/products/. Retrieved from www.biopac.com:https://www.biopac.com/products/
- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Amsterdam: Elsevier Health Science.
- Cappozzo, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics* , pp. 171-178.
- Chaurad Avila, R., & al., e. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana : México*,. Guadalajara: Universidad de Guadalajara.
- CIDICS, U. . (2018, Noviembre 9). cidics.uanl.mx. Retrieved from cidics.uanl.mx/index.php/2018/11/09/nota-89/:
<http://cidics.uanl.mx/index.php/2018/11/09/nota-89/>
- Covarrubias Gómez, A. (2010). Lumbalgia: Un problema de salud publica. *Revista Mexicana de Anestesiología*, 106-109.

- Cuesta Palacios, L. N. (2018). *Análisis de los factores de riesgo relacionados con el dolor lumbar en auxiliares de enfermería por actividad laboral*. Manizales: Universidad Católica de Manizales.
- Freivalds, A. (1984, Octubre 15). Adynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. *J Biomechanics*, pp. 251-262.
- Galan Cutipa, F. W. (2017). *Diseño, implementación y control de un exoesqueleto para rehabilitación de extremidades superiores*. Piura: Universidad de Piura.
- GrantaDesign. (2019). *grantadesign.com/education/ces-edupack/*. Retrieved from grantadesign.com: <https://grantadesign.com/education/ces-edupack/>
- Gutiérrez, R. N.-S.-S. (2007). Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. *In Memorias del 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*. Cusco, Peru.
- Hernandez, J. L., & al., e. (2018). *Antropometría y biomecánica para ingenieros y diseñadores industriales*. Juarez: ErgoTech.
- <http://files.sld.cu/arteydiscapacidad/files/2012/08/ortesis-del-tronco.pdf>. (2012, Agosto). Retrieved from <http://files.sld.cu/arteydiscapacidad>.
- IMSS. (2014, Abril 16). *www.imss.gob.mx*. Retrieved from www.imss.gob.mx/salud-en-linea/lumbalgia: <http://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/lumbalgia>
- IMSS. (2018, Octubre 03). *www.imss.gob.mx*. Retrieved from www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201810/246: <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201810/246>
- INEGI. (2015, Marzo 1). *www.inegi.org.mx/app/areasgeograficas/*. Retrieved from www.inegi.org.mx: <https://www.inegi.org.mx/app/areasgeograficas/>
- Kotwickil, T. (2008, Octubre 23). Improved accuracy in Risser sign grading with lateral spinal radiography. *European Spine Journal*, pp. 1676-1685.
- Mahecha Toro, M. T. (2009). Dolor lumbar agudo: mecanismos, enfoque y tratamiento. *Morfología*, 2011-9860.
- Moreno, L., & al, e. (2003). Resultados de la técnica EDF en el tratamiento de la escoliosis idiopática. *Rehabilitación*, pp. 74-78.
- Negrín, F. V. (2017, Agosto 24). Indicaciones de las ortesis en atención primaria. *FMC-Formación Médica Continuada en Atención Primaria*, pp. 465-478.

- Newell, N. L. (2017). Biomechanics of the human intervertebral disc: a review of testing techniques and results. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 420-434.
- Nogareda S, C. M. (1998). NTP 477: Levantamiento manual de cargas: ecuacion de NIOSH. *Ministerio de trabajo y asuntos sociales de Espana* .
- Notimex. (2012, Mayo 10). *expansion.mx*. Retrieved from expansion.mx/economia/2012/05/10/mexico-con-deficit-en-enfermeria: <https://expansion.mx/economia/2012/05/10/mexico-con-deficit-en-enfermeria>
- Ovayolu, O. O.-A. (2014). Frequency and severity of low back pain in nurses working in intensive care units and influential factors. *Pakistan journal of medical sciences*, 70.
- P, G., & Carlos. (2016). *Lumbalgia, ortesis y calidad de vida*. Salamanca: Universidad de Salamanc.
- Quintana, G. K. (2016). Órtesis Inteligentes Lumbar Inferior. Una Revisión. *Multiciencias*, 95-104.
- R.C., M. (2002). Biomecánica de la columna. *Revista-Sociedad Española del dolor*, 2-8.
- Soto, P. M., Espinoza, R., Sandoval, J., & Gómez, F. (2015). Frecuencia de lumbalgia y su tratamiento en un hospital privado de la Ciudad de México. *Acta Ortopédica Mexicana*, 40-45.
- Taboadela, C. R. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: Asociart ART.
- Tecnicas de manipulacion de carga. (2011, marzo). *Recomendaciones ergonomicas*. Cataluña, Barcelona, España: Universitat Politecnica de Catalunya Barcelonatech.
- Telo, R. (2012, Enero 26). Espondilodiscitis infecciosa. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, pp. 53-63.
- Toscano, O. (2010, Julio 15). *es.slideshare.net/osvaldoeltoch/ortesis-de-tronco*. Retrieved from [es.slideshare.net](https://es.slideshare.net/osvaldoeltoch/ortesis-de-tronco): <https://es.slideshare.net/osvaldoeltoch/ortesis-de-tronco>
- Valecillo, M., Quevedo, A. L., & Lubo Palma, e. a. (2009, Julio 2). Síntomas musculoesqueléticos y estrés laboral en el personal de enfermería de un hospital militar. *Salud de los Trabajadores*, pp. 85-95.

YIP, V. Y. (2004). New low back pain in nurses: work activities, work stress and sedentary lifestyle. *Journal of advanced nursing*, 430-440.