

Simulación de esfuerzos en diseño digital de ortesis lumbar

Simulation of efforts in digital design of lumbar orthoses

Juan Ismael Pérez Guadián¹✉, Erika Guadalupe Meraz Tena¹, Edson Francisco Estrada Meneses¹

¹Maestría en Diseño y Desarrollo del Producto | Instituto de Arquitectura, Diseño y Arte | Universidad Autónoma de Ciudad Juárez

RESUMEN

Al analizar los distintos métodos para tratar una lesión lumbar, el tratamiento por medio de antiinflamatorios y opioides, así como el uso de exoesqueletos en el más avanzado de los casos, se observa que no existen muchos dispositivos que se puedan utilizar para la prevención de estas y que las ortesis actuales están enfocadas a tratar el dolor o bien a ofrecer algún tipo de rehabilitación. La presente investigación tiene como finalidad ofrecer un análisis de los esfuerzos lumbares que ayude en el diseño de ortesis de soporte lumbar como una alternativa para prevenir lesiones en trabajadores del área de la enfermería, en la que existe un alto índice de lesiones de tronco y raquis por la naturaleza del trabajo en el que se tiene que mover pacientes inmóviles varias veces al día. Por medio de la simulación de un modelo antropométrico y la programación de musculatura independiente en el software OpenSim, se obtuvieron datos de esfuerzos máximos que pudieran ser utilizados para el diseño de ortesis de soporte lumbar, con beneficios como la rapidez para obtenerlos, no tener que utilizar equipo de análisis físico costoso ni tener que intervenir sujetos de prueba.

PALABRAS CLAVE: ortesis; lumbar; lumbalgia; enfermería; soporte.

ABSTRACT

When analyzing the different methods to treat a lumbar injury, the treatment through anti-inflammatories and opioids, as well as the use of exoskeletons in the most advanced of cases, it is observed that there are not many devices that can be used for prevention of these and that current orthoses are focused on treating pain or offering some type of rehabilitation. The present research aims to offer an analysis of lumbar efforts that helps in the design of lumbar support orthoses, as an alternative to prevent injuries in workers in the nursing area in which there is a high rate of trunk and spinal injuries due to the nature of the work in which immobile patients have to be moved several times a day. Through the simulation of an anthropometric model and independent muscle programming in the OpenSim software, data on maximum efforts were obtained that could be used for the design of lumbar support orthoses, with benefits such as the speed to obtain them, not having to use of expensive physical analysis equipment or the intervention of test subjects.

KEYWORDS: orthosis; lumbar; low back pain; nursing; support.

Correspondencia:

DESTINATARIO: Juan Ismael Pérez Guadián
INSTITUCIÓN: Universidad Autónoma de Ciudad Juárez | Instituto de Arquitectura, Diseño y Arte
DIRECCIÓN: Av. del Charro núm. 450 norte, col. Partido Romero, C. P. 32310, Ciudad Juárez, Chihuahua, México
CORREO ELECTRÓNICO: ismael.perezg20@gmail.com

Fecha de recepción: 10 de agosto de 2022. **Fecha de aceptación:** 6 de octubre de 2022. **Fecha de publicación:** 28 de octubre de 2022.



I. INTRODUCCIÓN

La lumbalgia es un padecimiento clínico que se caracteriza principalmente por la presencia de dolor en la región de la espalda y la cintura, también llamada región lumbar, que con frecuencia se recorre a los glúteos y muslos. Generalmente se presenta después de realizar un gran esfuerzo con una postura inadecuada o bien por hacer esfuerzos de levantamiento constantemente con esta zona del cuerpo ^[1].

Según la página oficial del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), “La lumbalgia tiene 3 tipos de clasificaciones, 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” ^[2].

En México, existen pocos estudios relacionados con la lumbalgia ocupacional. Sin embargo, según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), esta es la primera causa de consulta médica a nivel mundial ^[3].

En 2017, el IMSS reportó haber atendido más de 300 000 consultas por lumbalgia y dolor de espalda baja, siendo el padecimiento más frecuente en la población trabajadora de México y la segunda causa de atención con médicos de especialidad en traumatología y ortopedia, por lo que representa grandes costos asociados a incapacidades ^[4].

De acuerdo con datos del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), en su censo de 2015, 475 295 personas ejercían la profesión de enfermería en México, de las cuales 9 de cada 10 eran mujeres, con una edad promedio de 38 años, y atendían a 112 millones de habitantes. De esta manera, cada 4 profesionales de enfermería estaban a cargo de 1000 habitantes cuando lo ideal, según la OMS, es 6 por cada 1000 habitantes. Esto refleja un desabasto de enfermeros en México, dejando a los disponibles con una sobrecarga permanente de trabajo y una mayor predisposición a lesiones lumbares ^[5].

En México no existen cifras relacionadas con lumbalgia en el ejercicio de la enfermería, sin embargo, en los Estados Unidos se reporta que el 52 % del personal de

enfermería cuenta con padecimientos crónicos de dolor en la espalda baja ^[6].

Una ortesis, de acuerdo con la International Organization for Standardization (ISO), es un apoyo o bien un dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar condiciones de estructura en las que se cimienta el sistema neuromusculoesquelético ^[7].

Actualmente existen muchas investigaciones en el campo referente a la zona lumbar, la mayoría de las cuales utilizan exoesqueletos para atender la lesión, mas estos suelen ser costosos ^[8] y los proyectos que están enfocados en el efecto de las ortesis lumbares para 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 este artículo se presenta un nuevo diseño de ortesis desarrollado con la finalidad de evitar lesiones en los trabajadores del ramo de la enfermería, el cual fue evaluado para demostrar una mejora en el nivel de esfuerzos lumbares, así como para incluir mecanismos de limitación mecánica ante los movimientos que propicien una posible lesión en el usuario. Se incluyen también simulaciones computarizadas, así como un análisis estadístico para comprobar que el diseño de ortesis puede evitar lesiones lumbares de manera mecánica.

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 ^[9].

En México, el 30 % de las consultas por lumbalgia terminan en incapacidad laboral, lo que representa altos costos para el sistema de salud ^[10].

Otros factores, tanto 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 ^[11].

En el personal de enfermería, el dolor de espalda es común, el riesgo se incrementa debido a las grandes cargas de trabajo físico y estrés psicológico y estos son los profesionales con mayor tasa de incidencia de dolor lumbar ^{[11], [12]}.

Existen también otros factores que causan el padecimiento lumbar en la enfermería y que están más relacionados con la organización del hospital que funge como empleador ^[13], entre ellos los siguientes:

- 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.

Las condiciones anteriores incrementan la carga mecánica en el personal de enfermería y tienen una relación directa con la organización de los hospitales al delegar funciones que no competen directamente a ellos debido a malas decisiones ^[13].

Con el tiempo, se ha obtenido evidencia de que las fuerzas de presión vertical no lesionan el disco ni le provocan fallos en su estructura, sin embargo, un estudio anatómico encontró, analizando 600 discos vertebrales, que la degeneración discal lumbar aparece en los varones a partir de los 20 años de edad y de los 30 en las mujeres ^[14].

Una mala técnica de levantamiento es la principal causa de lesión discal, sin embargo, 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, 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, convirtiéndolos en puntos débiles susceptibles a la fractura por fatiga ^[15].

Un complemento externo de estas estructuras son las fajas de tela, como las que utiliza la gente del campo o la del halterófilo, que actúan como una cincha sobre la que se apoya la musculatura abdominal para ser más competente. Ello representa una disminución de un 10 % de la función muscular y un aumento de un 60 % de la tensión que soportan los ligamentos posteriores ^[16].

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

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. Por tanto, se puede decir 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 ^[15].

Actualmente existen investigaciones similares ^[17], ^[18] que abordan en qué momento prescribir el tratamiento lumbar en enfermería, en las que se vincula el uso de las ortesis para el tratamiento de lesiones lumbares en enfermería. La presente investigación utiliza por primera vez una simulación en el software OpenSim para proveer datos de una ortesis lumbar específica para el ramo de la enfermería.

II. METODOLOGÍA

El presente estudio tiene como variables la actividad muscular en la zona lumbar de oblicuos externos, fascia toracolumbar, fascia glútea y abdominal recto, así como el desplazamiento angular de la zona lumbar y piernas. Los esfuerzos y movimientos en general, incluyendo los lumbares, se calcularon en OpenSim usando un modelo anatómico que representó la tarea de realizar un levantamiento de carga de 10 kg. En el caso específico de la zona lumbar, las fuerzas calculadas durante el movimiento dinámico corresponden al segmento de vértebras comprendido entre la L1 y L5. El programa simuló la carga en los músculos de la fascia toracolumbar

SIMULACIÓN

Se creó un modelo anatómico óseo (Figura 1) utilizando el software OpenSim. A este modelo base le fueron incorporados 19 segmentos en el tronco, brazos y piernas. 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 tiene 33 huesos, 12 de los cuales son vértebras torácicas a cuyos lados hay 24 costillas. Este modelo anatómico fue basado en una persona con una altura de 1.53 m, de acuerdo con la información previamente revisada de antropometría y biomecánica para ingenieros y diseñadores industriales ^[19].



Figura 1. Modelo anatómico durante la simulación en OpenSim.

Para la simulación de los movimientos en OpenSim fue necesario programarlos aparte, utilizando el programa Matlab. Los movimientos en la columna torácica, así como la flexión-extensión entre vértebras, se realizaron combinando una articulación y una junta universal a tres 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 considerados en este proyecto.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en la simulación con el software OpenSim se muestran en la [Tabla 1](#), de acuerdo con el grupo muscular al que pertenecen, y de estos se generaron las [Figuras 2, 3 y 4](#).

TABLA 1
RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN EN OPENSIM (NEWTONS).

FUERZA LUMBAR EN INCLINACIÓN	MOMENTO LUMBAR EN ELEVACIÓN	MOMENTO DE ROTACIÓN LUMBAR	FUERZA LUMBAR Tx	FUERZA LUMBAR Ty	FUERZA LUMBAR Tz	MOMENTO DE EXTENSIÓN LUMBAR	MOMENTO DE INCLINACIÓN LUMBAR	FUERZA LUMBAR AL GIRAR
7.8458	-16.7681	-2.8023	42.2600	178.5788	-39.9743	11.1425	2.5494	-0.3903
7.1711	-5.82352	-1.7120	25.2158	119.0234	-17.8356	13.6712	6.7881	1.6433
6.4274	3.411	-0.2925	11.2225	65.4456	2.0145	15.6635	10.8220	3.4170
5.3555	10.1227	0.2613	1.6370	25.3400	15.2306	16.1716	14.3374	4.5173
0.4339	14.3718	-0.6164	-8.4393	1.0589	19.4081	15.1040	17.2733	4.7974
-6.2623	17.73235	-3.1055	-18.9400	-9.9161	14.1251	12.9808	19.6329	4.3794
-12.7182	22.9606	-5.9958	-27.8294	-10.2805	0.9077	10.4480	21.3294	3.5643
-17.8017	27.4065	-7.7686	-32.1629	-3.4742	-11.9748	7.9871	22.2347	2.7015
-17.3138	27.5911	-8.1166	-26.9598	6.2838	-15.9455	5.8883	22.3138	2.0400
-18.5625	24.5578	-8.8936	-21.0454	12.4793	-9.3203	4.3375	21.6997	1.6339
-21.9700	18.1391	-9.5806	-14.2344	18.4787	7.0744	3.4568	20.6719	1.3725
-24.4505	9.7510	-9.7675	-6.2371	26.9656	27.6873	3.2841	19.6000	1.1180
-21.5963	1.7641	-9.3206	0.3709	40.8744	45.0579	3.8056	18.8767	0.8430
-12.6348	-4.4775	-7.5942	3.8860	55.1753	53.3032	5.0218	18.7172	0.6285
MOMENTO DE FLEXIÓN DE CADERA DERECHO	MOMENTO DE ABDUCCIÓN DE CADERA DERECHO	MOMENTO DE ROTACIÓN DE CADERA DERECHO	MOMENTO DE FLEXIÓN DE CADERA IZQUIERDO	MOMENTO DE ABDUCCIÓN DE CADERA IZQUIERDO	MOMENTO DE ROTACIÓN DE CADERA IZQUIERDO	MOMENTO ANGULAR MTP* DERECHO	MOMENTO ANGULAR MTP* IZQUIERDO	
29.6351	-11.7376	2.9738	-8.6507	-46.1480	0.4089	0.1029	0.0446	
21.8369	-8.3899	2.0788	-7.6996	-45.8954	-0.3208	0.0935	0.0427	
14.7435	-5.5348	1.5316	-6.5874	-45.3831	-1.3702	0.0881	0.0410	
8.9180	-4.0561	1.5420	-4.5446	-45.8951	-2.3857	0.0880	0.0396	
3.5048	-3.3718	1.8048	-3.6574	-46.9974	-3.1936	0.0921	0.0386	
-1.9882	-2.0626	1.8658	-2.2422	-48.4609	-3.6107	0.0974	0.0379	
-7.1566	0.7008	1.5685	0.2234	-51.4440	-4.5331	0.0999	0.0374	
-9.6208	3.7412	1.1340	1.6325	-54.5116	-5.8096	0.0950	0.0370	
-8.0239	4.7756	0.7882	4.0207	-56.7035	-6.6801	0.0790	0.0369	
-11.0127	3.4294	0.4539	8.8610	-58.2571	-6.8604	0.0525	0.0371	
-14.4223	-1.0257	-0.0455	11.5763	-59.6148	-7.1003	0.0225	0.0378	
-14.7787	-6.7142	-0.6818	11.6121	-60.2098	-7.3347	-0.0031	0.0390	
-12.24825	-10.6293	-1.1659	13.5195	-58.6794	-6.8133	-0.0176	0.0404	
-5.6277	-11.8295	-0.9708	16.2197	-54.8536	-5.7885	-0.0176	0.0411	

*mtp = momento tibial posterior.

TABLA 1 (CONT.)
RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN EN OPENSIM (NEWTONS).

ESFUERZO EN RODILLA DERECHA	ESFUERZO EN RODILLA IZQUIERDA	MOMENTO ANGULAR RODILLA DERECHA	MOMENTO ANGULAR RODILLA IZQUIERDA	ÁNGULO SUBLANTAR RODILLA DERECHA	ÁNGULO SUBLANTAR RODILLA IZQUIERDA
-5.7629	-23.7250	2.1248	-62.7244	-0.7615	15.1556
-3.8952	-26.5819	1.9414	-65.3038	-0.6309	15.7987
-2.7884	-29.71451	1.8251	-68.5255	-0.5383	16.6118
-2.6398	-32.4394	1.8025	-71.8170	-0.5080	17.0886
-3.6938	-35.5870	1.8238	-74.8953	-0.5070	17.4684
-5.8599	-38.3450	1.8108	-77.7148	-0.4754	18.0792
-8.6348	-40.6417	1.6930	-80.5033	-0.3766	18.3669
-10.8109	-43.6821	1.4468	-83.8652	-0.2333	18.5642
-11.6572	-46.0408	1.0654	-87.3087	-0.1119	18.9697
-14.1430	-46.4663	0.4722	-90.1700	-0.0700	19.5477
-16.7322	-47.9570	-0.1286	-94.2104	-0.1307	19.8030
-17.8291	-50.8919	-0.5622	-99.8699	-0.2430	19.6096
-17.0958	-51.1911	-0.7341	-103.7370	-0.3322	19.0220
-13.0300	-49.9935	0.5018	-106.8282	-0.4588	18.5820

En las Figuras 2, 3 y 4 están representados los datos inicialmente expuestos en la Tabla 1 y se pueden observar los gráficos de cada grupo de datos representados por el color utilizado para los mismos en dicha tabla. En la Figura 2 a) se puede observar cómo los esfuerzos lumbares en X (línea amarilla) y en Y (línea azul claro) son altos al comienzo, con valores de 42.26 N y 178.57

N, respectivamente, y al final del movimiento con valores de 26.95 N y 55.17 N, respectivamente, es decir, en los puntos en que la postura al momento del levantamiento es más incómoda y bajan en la parte media del levantamiento, dando mediciones de 1.63 en X y 1.05 en Y debido a que la postura de la espalda se mantiene más recta.

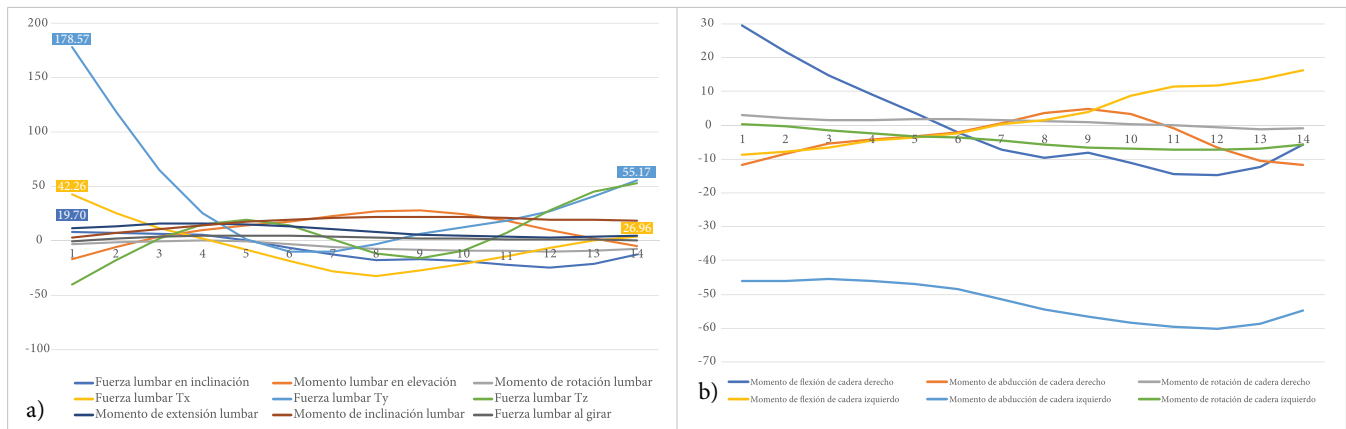


Figura 2. Gráficas de simulación: a) esfuerzos lumbares y b) movimiento de cadera (Newtons). El eje horizontal representa el tiempo en segundos de la prueba (del 1 al 14) y el vertical el esfuerzo en Newtons.

Por otra parte, el movimiento en esta zona lumbar (línea naranja) aumenta hasta 27.40 N cuando se endereza la espalda de manera abrupta a la mitad del tiempo en el que se realiza el movimiento. A la vez, el movimiento en la cadera [línea naranja, Figura 2 b)] aumenta conforme transcurre el tiempo y el movimiento de abducción [líneas azules, Figura 2 b)] se reduce con el paso del tiempo. El valor más alto de fuerza lumbar registrado en X fue de 42.26 N y el más alto en Y fue de 178.57 N, lo cual

cobra sentido, ya que OpenSim considera fuerza en Y a la aplicada en el levantamiento en el plano sagital.

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.

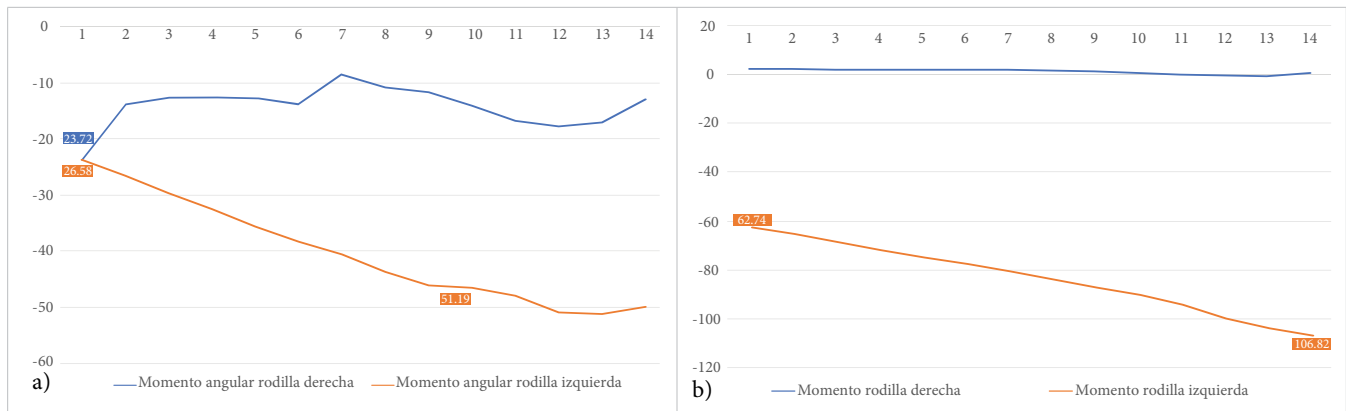


Figura 3. Gráficas de simulación de esfuerzos en a) rodillas y b) tobillos (Newtons).

Los esfuerzos realizados durante la simulación en rodillas y tobillos se representan en la Figura 3, en las que se observa que para las rodillas, los esfuerzos de la rodilla derecha (línea azul) y de la izquierda (línea naranja) de la Figura 3 a) son altos al inicio del movimiento de carga (23.72 N y 26.58 N respectivamente), en el cual fueron flexionadas para levantar el peso, mientras que bajan hasta valores de 2.63 N y 2.78 N entretanto el sujeto se va enderezando, y tienden a subir de nuevo

casi cuando alcanza la postura erguida hasta 50.89 N y 51.19 N respectivamente.

Por otro lado, por las mediciones en los tobillos [Figura 3 b)] se asume que se mantiene la misma fuerza para el tobillo derecho (línea azul) y la fuerza disminuye para el izquierdo, de 62.74 N a 106.82 N (línea naranja), mostrando cómo el sujeto del modelo tiende a recargarse más en el pie derecho que en el izquierdo.

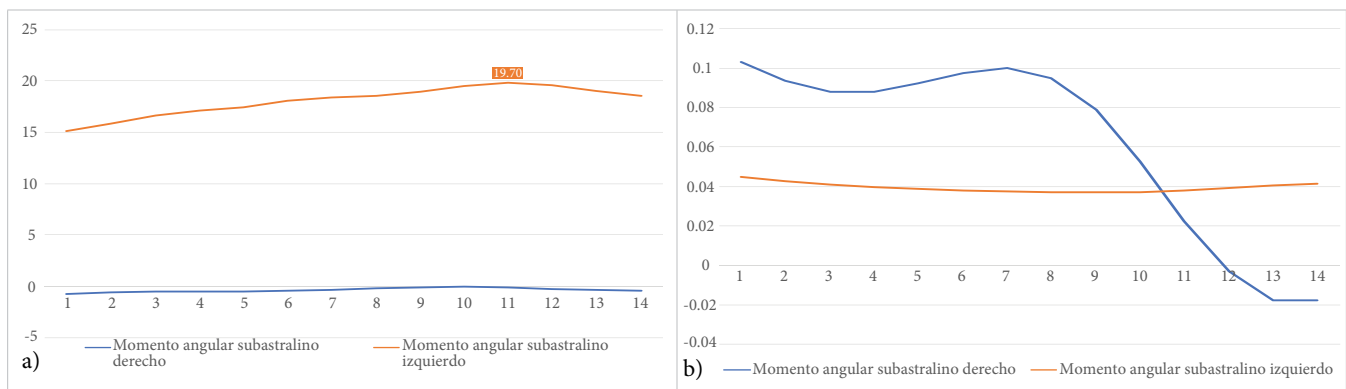


Figura 4. Gráficas de simulación de esfuerzos: a) unión lumbosacra en pies y b) del ángulo metatarsiano en grados (Newtons).

Para la zona de la unión lumbosacra, se simularon los esfuerzos en los ángulos laterales respecto a los pies y los movimientos de la “sentadilla” se fueron acrecentando conforme pasó el tiempo [Figura 4 a)] en el movimiento de carga hasta llegar a un valor máximo de 19.70 N. Respecto al ángulo metatarsiano, referente a la altura de la parte superior del pie respecto a los dedos [Figura 4 b)], no mostró un cambio aparente para el pie izquierdo (representado por la línea naranja) pero cambia de manera abrupta para el pie derecho (línea azul).

El modelo anatómico, así como la simulación del movimiento de carga, tienen restricciones respecto a las

pruebas que podrían realizarse a sujetos vivos. Para el modelo de OpenSim, los músculos están programados para servir como generadores de fuerza y desprecian las interacciones de fuerza-velocidad y fuerza-desplazamiento que tienen los músculos realmente en un ser vivo, por lo que este recurso no es adecuado para simular problemas clínicos o recopilar datos de pacientes que sufren lumbalgia. Sin embargo, los resultados de fuerzas generadas son comparables a los que se pueden obtener a través de un electromiograma de superficie y el software no tiene restricciones, como el índice de grasa corporal que puede intervenir en la toma de mediciones.

La mayor limitación al simular en OpenSim es que el software no muestra los errores de programación, por lo que es muy difícil encontrarlos y es necesario tener de preferencia otro equipo con Matlab corriendo simultáneamente para corregirlos.

IV. CONCLUSIONES

Los datos de esfuerzos máximos en la [Tabla 2](#), obtenidos por medio de simulación de un modelo antropométrico y programación de musculatura independiente en OpenSim, pudieran ser utilizados para el diseño de ortesis de soporte lumbar, con beneficios tales como la rapidez para obtenerlos, no necesitar el uso de equipo de análisis físico costoso ni tener que intervenir sujetos de prueba.

TABLA 2
ESFUERZOS MÁXIMOS POR ZONA MUSCULAR (NEWTONS)

ZONA MUSCULAR	ESFUERZO MÁXIMO
Fuerza lumbar en inclinación	21.97008065
Momento lumbar en elevación	27.59113049
Momento de flexión de cadera derecho	29.63515338
Momento de abducción de cadera derecho	11.82955951
Esfuerzo en rodilla derecha	17.82918401
Esfuerzo en rodilla izquierda	51.19116914
Momento de rotación lumbar	9.767565957
Fuerza lumbar Tx	42.26008087
Momento de rotación de cadera derecho	2.973817664
Momento de flexión de cadera izquierdo	16.21976785
Momento angular rodilla derecha	2.124800904
Momento angular rodilla izquierda	106.8282973
Fuerza lumbar Ty	178.5788462
Fuerza lumbar Tz	53.30322858
Momento de abducción de cadera izquierdo	60.20985607
Momento de rotación de cadera izquierdo	7.334789846
Angulo subltantar rodilla derecha	0.761551481
Angulo subltantar rodilla izquierda	19.80302497
Momento de extensión lumbar	16.17161347
Momento de inclinación lumbar	22.31380044
Momento angular mtp derecho	0.102958194
Momento angular mtp izquierdo	0.044635795

Entre los datos más importantes, destaca que el esfuerzo lumbar máximo obtenido durante la simulación fue de

178.57 N y de 19.70 N para el esfuerzo en la unión lumbosacra. Sin embargo, también se observaron esfuerzos en zonas no lumbares importantes, como esfuerzos en rodillas que llegan hasta los 51.19 N y en los tobillos de hasta 106.82 N. Sin duda, esto afecta al diseño de una ortesis lumbar porque se tendrán que considerar estos esfuerzos y agregarle soporte a estas partes del cuerpo, ya que son estresadas significativamente junto con la zona lumbar al momento de realizar un movimiento de carga.

Es importante también resaltar que en el diseño de ortesis para la zona lumbar se deben considerar maneras de trasladar estos esfuerzos y compartirlos con zonas musculares no afectadas durante el levantamiento de carga con el fin de disminuir la incidencia de lesiones tanto en la zona lumbar como en rodillas y tobillos.

Por haberse diseñado los músculos de la simulación meramente como generadores de fuerza y al no considerar deformaciones con el tiempo o la elongación de fibras musculares, no se recomienda el uso de estos datos para análisis de cuadros clínicos.

REFERENCIAS

- [1] C. E. Champo, "Fortalecimiento abdominal como tratamiento para la lumbalgia inespecífica. Metaanálisis", tesis de licenciatura, Fac. de Ciencias Odontol. y Salud Pública, Univ. de Ciencias y Artes de Chiapas, Tuxtla Gutiérrez, Chis., 2017.
- [2] IMSS. "Lumbalgia". IMSS.gob.mx. <http://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/lumbalgia> (acceso: sept. 11, 2020).
- [3] A. Aguilera y A. Herrera, "Lumbalgia: Una dolencia muy popular ya la vez desconocida", *Comunidad y salud*, vol. 11, no. 2, pp. 80-89, 2013, disponible en: <http://ve.scielo.org/pdf/cs/v11n2/art10.pdf>.
- [4] IMSS. "En el IMSS, más de 300 mil consultas por lumbalgia en 2017". IMSS.gob.mx. <http://www.imss.gob.mx/prensa/archivo/201810/246> (acceso: ag. 9, 2020).
- [5] Notimex, "A México le faltan enfermeras", *Notimex: economía*, may. 10, 2012. [En línea]. Disponible en: <https://expansion.mx/economia/2012/05/10/mexico-con-deficit-en-enfermeria>. [Acceso: ag. 25, 2020].
- [6] O. Ovayolu, N. Ovayolu, M. Genc y N. Col-Araz, "Frequency and severity of low back pain in nurs-

- es working in intensive care units and influential factors”, *Pak J Med Sci*, vol. 30, no. 1, pp. 70-76, 2014, doi: 10.12669/pjms.301.3455.
- [7] F. Vargas, “Indicaciones de las ortesis en atención primaria”, *FMC Form. Médica Contin. en Atención Primaria*, vol. 24, no. 8, pp. 465-478, oct. 2017, doi: 10.1016/j.fmc.2017.02.010.
- [8] D. Greenbaum, “Ethical, legal and social concerns relating to exoskeletons”, *ACM SIGCAS Computers and Society*, vol. 45, no. 3, pp. 234-239, 2015.
- [9] CIDICS. “El 30% de las personas que padecen lumbalgia en México requieren incapacidad”. CIDICS.UANL.mx. <http://cidics.uanl.mx/allnotes/> (acceso: nov. 2, 2020).
- [10] A. Covarrubias-Gómez, “Lumbalgia: Un problema de salud publica”, *Rev. Mex. de Anestesiología*, vol. 3, supl. 1, pp. S106-S109, 2010.
- [11] M. Soto-Padilla, R. L. Espinosa-Mendoza, J. P. Sandoval-García y F. Gómez-García, “Frecuencia de lumbalgia y su tratamiento en un hospital privado de la Ciudad de México”, *Acta ortop. mex.*, vol. 29, no. 1, pp. 40-45, 2015.
- [12] V. Y. B. Yip, “New low back pain in nurses: work activities, work stress and sedentary lifestyle”, *J Adv Nurs*, vol. 46, no. 4, pp. 430-440, 2004, doi: 10.1111/j.1365-2648.2004.03009.x.
- [13] L. N. Cuesta, “Análisis de los factores de riesgo relacionados con el dolor lumbar en auxiliares de enfermería por actividad laboral”, monografía de especialidad, Universidad Católica de Manizales, Manizales, 2018.
- [14] R. C. Miralles, “Biomecánica de la columna”, *Rev. Soc. Esp. Dolor*, vol. 8, supl. II, pp. 2-8, 2001.
- [15] D. E. Torres, “Valoración funcional mediante la escala de Oswestry en pacientes de 30 a 80 años con diagnóstico de discopatía cervical degenerativa tratados quirúrgicamente con artrodesis cervical anterior con cajas intercorpales, placa cervical en el grupo de columna del servicio de ortopedia y traumatología del Hospital Metropolitano de Quito, en el periodo enero 2011 a septiembre 2016”, tesis de especialidad, Univ. Central de Ecuador, Quito, 2017.
- [16] S. Astorga, S. Gonzalez, G. Rojas y A. Martinez, “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”, *Rehabilitación*, vol. 53, no. 3, pp. 162-168, 2019, doi: 10.1016/j.rh.2019.04.003.
- [17] G. Joubert, “Common muscular-skeletal injuries among nurses and the orthotic prescription”, *Prof Nurs Today*, vol. 21, no. 4, pp. 17-19, 2017, disponible en: <http://www.pntonline.co.za/index.php/PNT/article/view/909>.
- [18] H. Lu, J. Hu, Y. Cao y J. Qu, “Lumbosacral orthoses for preventing the onset of low back pain among healthy hospital nurses: a randomized controlled trial: SP17”, *Spine Journal Meeting Abstracts*, vol. 99, may. 19, 2017.
- [19] J. L. Hernández, K. G. Gómez y J. A. Castillo, *Antropometría y biomecánica para ingenieros y diseñadores industriales*. México: ErgoTech, 2018.