

Metodología de optimización para la corrección de escoliosis torácica a través del uso de órtesis

David Felipe Landinez¹, Carlos Francisco Rodríguez, PhD² & Christian Javier Cifuentes, PhD³

¹ Autor principal, e-mail: df.landinez@uniandes.edu.co

² Coasesor, e-mail: crodrigu@uniandes.edu.co

³ Asesor, e-mail: cc.cifuentes@uniandes.edu.co

RESUMEN

Español: La escoliosis es una condición de desviación angular de la columna vertebral que se presenta principalmente en la región torácico-lumbar. Esta condición se diagnostica mediante un parámetro ortopédico calculado mediante radiología, denominado como ángulo de Cobb. Cuando este ángulo es mayor a 10 grados, se diagnostica escoliosis y el paciente debe seguir tratamientos. La gravedad de la condición y el tratamiento respectivo varían según este ángulo en conjunto con la zona afectada y la causa, siendo esta última generalmente desconocida. Uno de los tratamientos más comunes es el uso de órtesis, principalmente corsés, los cuales deben usarse por un periodo de tiempo indefinido a una frecuencia mayor a 18 horas al día. Sin embargo, el uso casi permanente de estos dispositivos puede generar dificultades respiratorias y úlceras en las zonas de presión, por lo que la adherencia al tratamiento por parte de los pacientes tiende a disminuir con el tiempo. En este proyecto se utiliza la clasificación de Rigo, además de herramientas computacionales, para diseñar una metodología que optimice la relación entre eficiencia y comodidad del uso de órtesis en el proceso correctivo de la escoliosis torácica.

English: Scoliosis is a condition of angular deviation of the spine that occurs mainly in the thoracic-lumbar region. This condition is diagnosed by an orthopedic parameter calculated by radiology, called the Cobb angle. When this angle is greater than 10 degrees, scoliosis is diagnosed and the patient must undergo treatment. The severity of the condition and the respective treatment vary according to this angle in conjunction with the affected area and the cause, the latter being generally unknown. One of the most common treatments is the use of orthoses, mainly corsets, which must be used for an indefinite period of time at a frequency greater than 18 hours a day. However, the almost permanent use of these devices can cause breathing difficulties and ulcers in pressure areas, so treatment adherence by patients tends to decrease over time. In this project, the Rigo classification is used, in addition to computational tools, to design a methodology that optimizes the relationship between efficiency and comfort in the use of orthoses in the corrective process of thoracic scoliosis.

PALABRAS CLAVE Ángulo de Cobb, escoliosis, órtesis, clasificación de Rigo, degeneración, herramientas computacionales, modelado, optimización.

I. INTRODUCCIÓN

La escoliosis es una deformación tridimensional de la columna vertebral generalmente idiopática, la cual puede aparecer rápidamente durante el crecimiento en niños o progresivamente en adultos [1]. De acuerdo con la National Scoliosis Foundation, se estima que 6 millones de personas en Estados Unidos es afectada por esta condición, dentro de los cuales se encuentran niños, adolescentes y adultos [2]. Por otro lado, su prevalencia se encuentra entre el 6 al

68%, donde el 83% de los casos no tienen causa aparente [3]. La tridimensionalidad de la enfermedad radica en deformaciones de una o varias zonas de la columna en diferentes planos, donde además de una deformación en el plano frontal, también está acompañada por deformaciones en el sagital, es decir, la condición de escoliosis suele ser un complemento de la cifosis o lordosis. Sin embargo, la desviación lateral se ha establecido como signo principal de diagnóstico mediante la radiología, donde se evalúa el parámetro ortopédico que permite efectuar el diagnóstico y la severidad de la condición,

denominado como ángulo de Cobb [2], el cual se muestra gráficamente en la figura 1.

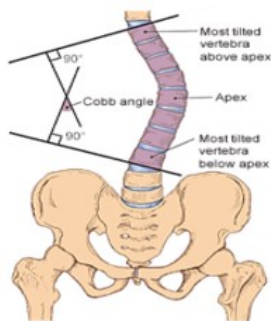


Figura 1. Representación gráfica del ángulo de Cobb [2]

Con base en este parámetro, un médico ortopedista diagnóstica escoliosis según la estandarización de la Scoliosis Research Society (SRS), la cual indica escoliosis con un ángulo mayor a 10° y evalúa la progresión de la enfermedad dependiendo del cambio de este parámetro durante un periodo de tiempo [4]. Aunque la desviación en el plano frontal es la principal característica de la escoliosis, las desviaciones en los demás planos no dejan de ser significativas, por lo que por varias décadas se ha intentado mejorar el método de clasificación de la condición no solo teniendo en cuenta el ángulo de Cobb sino otros parámetros ortopédicos complementarios que permiten describir la deformación, predecir la evolución espontánea, implementar un tratamiento más personalizado, establecer la mejor estrategia quirúrgica, definir principios biomecánicos para la órtesis y seguir los ejercicios de rehabilitación adecuados [5]. En este sentido, se han diseñado algunos sistemas de clasificación dependiendo del tratamiento al cual el paciente deba ser sometido según su diagnóstico: para determinar la necesidad de cirugías ortopédicas como fusión espinal, se diseñó la clasificación de Moe y Kettleson, para terapias de rehabilitación pre o postoperatorias se utiliza la clasificación de King, la cual ya incluye diseños de órtesis correspondientes, sin embargo, esta última ha perdido fiabilidad con el tiempo. En 2001, se presentó la clasificación de Lenke con una mayor fiabilidad que la anterior, pero esta carecía de correlación con diseños de órtesis debido a que estaba destinada a terapias de rehabilitación postoperatorias. Anteriormente, Cheneau había incorporado el criterio de Lehnert-Schroth, el cual usa patrones por el tipo de curvatura escoliótica, precisamente si esta se descompone en tres o cuatro curvas diferenciándose por la pendiente de estas. Cheneau definió el primer tipo de curvatura como una simple y el segundo como una doble, con lo cual propuso dos diseños básicos de órtesis [4]. Con base en esto, ambas órtesis se denominaron como una única, llamada Corsé de Cheneau, la cual tuvo la mayor correlación con el tipo de curvatura. Aún así, los tratamientos quirúrgicos eran los únicos tratamientos para las condiciones de mediana y alta gravedad debido a la baja correlación que se daba entre la órtesis y la radiología, lo

cual incrementaba el riesgo de complicación para un paciente con escoliosis, donde se ha determinado que el 27% de los pacientes tratados quirúrgicamente generan complicaciones como infecciones, derrame pleural o atelectasia [6]. Finalmente, para aumentar la fiabilidad en la relación entre el diseño de órtesis y los principios radiológicos se derivó la clasificación de Rigo, la cual usa descripciones biomecánicas en vez de anatómicas o sintomáticas. El principio básico de este sistema de clasificación es la traslación del equilibrio estático tridimensional al plano frontal bidimensional, donde la órtesis es capaz de ejercer fuerzas de magnitud y dirección específicas a zonas de presión donde se ubican elementos acolchonados de mayor grosor y con una forma determinada, los cuales son denominados pads [4] [7].

A. CORRELACIÓN ENTRE DISEÑO DE ÓRTESIS Y TIPO DE CURVATURA

Como ya se mencionó antes, los tratamientos quirúrgicos implican un riesgo de complicación, además de que son significativamente costosos, por lo que es preferible un tratamiento basado en el uso de órtesis acompañado de ejercicios de rehabilitación para evitar la progresión de la deformación y mejorar la calidad de vida del paciente [8]. Es importante resaltar que, la función de una órtesis, no es curar al paciente de la enfermedad debido a que esta es permanente y el paciente debe aprender a vivir con esta, sino corregir la deformación y estabilizar la columna, además de prevenir el progreso de la deformación y complicaciones que esta conlleva como dolores crónicos, limitaciones de movilidad y dificultades para respirar y además, este tratamiento no es recomendado para todos los grados de severidad, pues para ángulos mayores de 40° se recomienda una intervención quirúrgica, asimismo, se ha establecido que el uso de órtesis es adecuado en pacientes con un ángulo de Cobb entre 20° a 40° [1]. Teniendo en cuenta lo anterior, resulta importante establecer una correlación entre el tipo de curvatura específico del paciente y un diseño de órtesis personalizado para esta. Para esto, se usa principalmente la clasificación de Rigo, la cual consta de nueve clasificaciones divididas por secciones. El patrón de la curvatura está definido por un número, donde uno representa tres curvas, el dos representa cuatro curvas y tres representa la excepción de no pertenecer a ninguna de las anteriores. Por otra parte, estos números están acompañados por letras donde A y C representan deformación en la zona lumbar, B está relacionada con la zona torácica, E con la zona torácolumbar, mientras que la letra D se puede definir como cualquiera de las anteriores [4]. Por otro lado, el criterio radiológico está basado en cuatro parámetros ortopédicos donde se incluye la nomenclatura anatómica de las vértebras, la cual se muestra en la figura 2. Estos son: T1, L4, L5 y TP, donde la última es la vértebra intermedia entre el ápice (mostrado en la figura 1) y L5, adicionalmente, la línea perpendicular a L5 se define como CSL. No obstante, dado el enfoque de este proyecto, solo se mostrarán las configuraciones únicamente relacionadas con

escoliosis torácica, las cuales se muestran en la figura 3. Para este caso, se utilizan solo tres clasificaciones: A1, A2 y C1, donde, según una radiografía, la condición se clasifica en la primera solo si TP está desplazada de CSL, A2 si tanto T1 como TP están desplazadas de CSL, y por último, C1 si TP y T1 están centradas. En adición, como ya se mencionó previamente, este sistema de clasificación está acompañado por diseños de órtesis personalizados, los cuales se muestran en la figura 4. La diferencia principal entre estos diseños es el número de pads, donde para el caso de A1, la órtesis tiene cuatro, en el de A2 tiene cinco y C1 tiene tres. Cabe resaltar que el número de pads es directamente proporcional a la gravedad de la condición, por lo que es preferible una menor cantidad de ellos para reducir el riesgo de efectos secundarios por el uso prolongado de una órtesis [4].

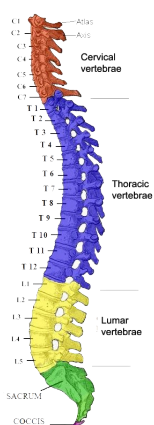


Figura 2. Nomenclatura anatómica de las vértebras [1]

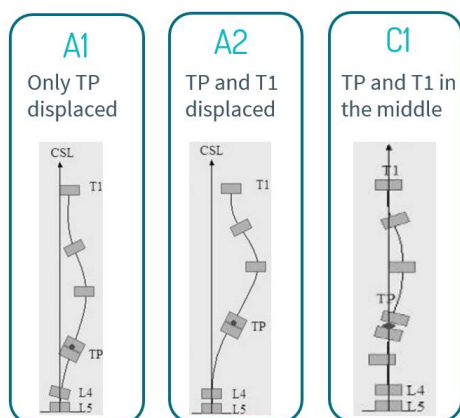


Figura 3. Clasificación de Rigo para escoliosis torácica [4]

B. EFECTOS SECUNDARIOS POR EL USO PROLONGADO DE ÓRTESIS

A pesar de que tratamiento de la escoliosis mediante el uso de órtesis es actualmente efectivo para prevenir el progreso de la condición, los pacientes deben usar el dispositivo por un largo periodo de tiempo a una frecuencia significativa para

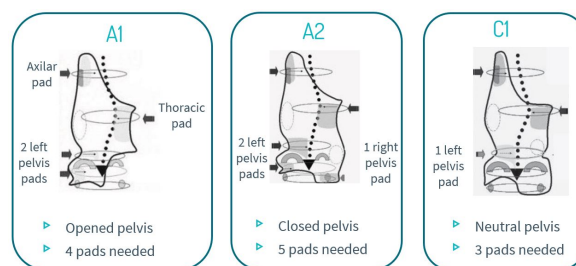


Figura 4. Diseños de órtesis correspondientes al tipo de curvatura [4]

que los resultados sean satisfactorios [9]. El estudio denominado como: Bracing in Adolescent Idiopathic Scoliosis Trial (BrAIST) evaluó la efectividad de este tratamiento siguiendo el progreso de mejoría en varios pacientes durante cinco años, donde con ayuda de radiografías, se concluyó que largas horas de uso de una órtesis estaban asociadas al decrecimiento significativo de la progresión de deformaciones de alto riesgo que requerirían cirugía. Es así como se determinó que, con un 74% de tasa de éxito, los participantes del estudio no superaron los 50°, lo cual se tomó como umbral de necesidad de cirugía. Asimismo, se determinó que para alcanzar al menos el 90% de corrección, es necesario usar el dispositivo por al menos 18 horas al día [2] [9], como se muestra en la figura 5.

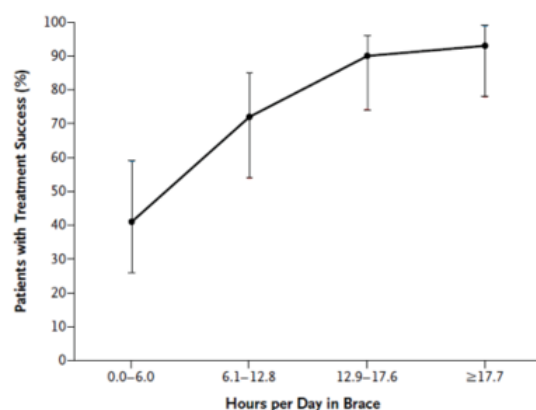


Figura 5. Porcentaje de éxito del tratamiento de la escoliosis mediante el uso de órtesis en función de la frecuencia de uso al día [2]

Por otro lado, a pesar de que el tratamiento por órtesis no ofrece una cura a la enfermedad, este permite que el paciente alcance una corrección de la condición casi por completo, donde la empresa Align Clinic, especializada en órtesis para escoliosis, ha mostrado resultados de corrección de la deformación exitosos. Como se muestra en la figura 6, es posible alcanzar una corrección casi completa usando una órtesis por cuatro meses con una frecuencia de 22 horas al día, donde las dos horas restantes son usadas para aseo personal y cambio de ropa. En adición, se muestra como después de 12 meses de no usar el dispositivo, la corrección disminuye un porcentaje significativamente bajo en comparación con la deformación antes del tratamiento, por lo que esta empresa demostró que

el uso de órtesis puede reducir la deformación escoliótica y mantener el resultado por un largo periodo de tiempo [9]. Aún así, esto no sucede en todos los casos, donde también es posible que la condición retorne a la deformación inicial si se deja de usar el dispositivo por un tiempo considerable, por lo que, a pesar de haber acabado el tratamiento, el paciente debe seguir tomando controles paulatinamente [10].

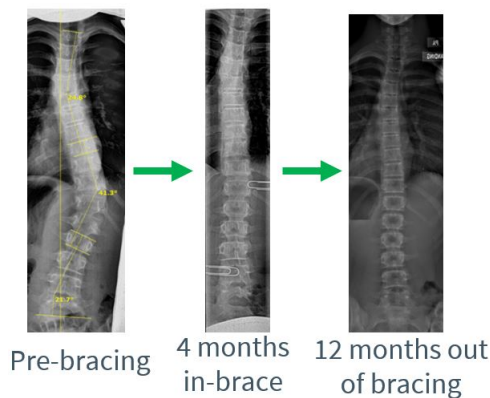


Figura 6. Progreso correctivo de la escoliosis con el uso de órtesis [9]

Por otro lado, el uso casi permanente del dispositivo por un periodo de tiempo significativo implica un riesgo de conllevar efectos secundarios sobre el paciente. Para este proyecto se consideran dos de ellos, el primero se refiere al riesgo de generar úlceras en las zonas de presión, donde, según el modelo de Kosiak, el cual relaciona la presión con respecto al tiempo que se ejerce sobre una zona para determinar el umbral de riesgo de úlcera, como se muestra en la figura 7.

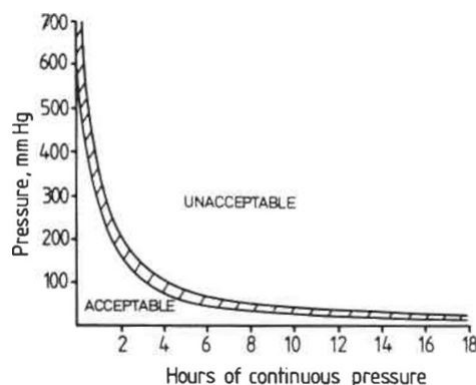


Figura 7. Umbral de ulceración de la piel con respecto a la presión y el tiempo [11]

Aunque este modelo esté asociado con el riesgo de ulceración de la piel por inmovilización de un paciente en una cama, es posible extrapolarlo de forma análoga a la presión constante de los pads sobre la piel debido a que tiene un efecto fisiológico aproximado. Una presión constante sobre zonas específicas durante largos periodos de tiempo puede generar vaso-oclusión, lo que disminuiría la perfusión sanguínea sobre los capilares de la zona y causaría lesiones isquémicas en los tejidos superficiales. Asimismo,

cabe resaltar el comportamiento asintótico que tiene el umbral cuando el tiempo crece, por lo que es posible suponer este umbral para tiempos mayores de las 12 horas, es decir, para tiempos de uso mayores a 18 horas al día se espera que la piel genere úlceras si supera los 32 mm.Hg de presión en posición decúbito, el cual es el umbral de riesgo aceptado clínicamente y el que Kosiak concluyó. Finalmente, un aspecto relevante para el riesgo de ulceración es la humedad, donde entre mayor sea esta, el riesgo de generar úlceras incrementa [11]. Es por esto último que el proceso de diseño de una órtesis debe tener en cuenta la ventilación interna, donde es importante incluir orificios en zonas clave para disminuir la sudoración y, consecuente ente, la humedad [12]. Por otro lado, el segundo efecto secundario que se considera es la dificultad respiratoria, debido este limita la expansión torácica y pleural, donde la capacidad vital se reduce hasta en un 29% y la capacidad residual funcional en 40% [12], como se muestra en la figura 8. En esta gráfica se muestra la reducción de la capacidad vital forzada, es decir, la reducción en el porcentaje de expansión volumétrica pleural, con respecto al ángulo de Cobb inicial del paciente que es sometido al tratamiento correctivo de escoliosis mediante el uso de órtesis. Se evidencia que para el peor caso que es aún tratable con órtesis, es decir 40° , la capacidad vital forzada se reduce más de 80%, lo que repercute en dificultad para respirar sintomática en el paciente [12].

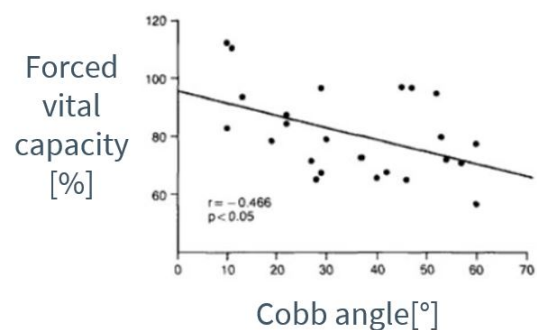


Figura 8. Disminución de la capacidad vital forzada con respecto al ángulo de Cobb mientras se sigue el tratamiento correctivo de escoliosis con órtesis

Con base en lo anterior, se infiere la necesidad de optimizar el proceso correctivo de la escoliosis torácica a través del uso de órtesis, con el objetivo de garantizar al paciente la eficiencia máxima del tratamiento mientras que se disminuye al mínimo el riesgo de ulceración en las zonas de presión y la disminución de la capacidad vital respiratoria.

II. OBJETIVO DE INVESTIGACIÓN

El objetivo principal de este proyecto, es diseñar una metodología de optimización entre eficiencia y comodidad para la corrección de escoliosis torácica a través del uso de órtesis.

A. RETOS

- **Caracterizar la curva escoliótica:** Clasificar el tipo de escoliosis es fundamental para determinar el diseño más adecuado para el paciente. Para esto, es necesario caracterizar y estandarizar la curva escoliótica mediante herramientas de procesamiento de imágenes y parámetros ortopédicos.
- **Modelar la condición de escoliosis en la columna vertebral:** Con el fin de evaluar la corrección y la comodidad, es necesario modelar computacionalmente la columna vertebral en condición de escoliosis, para este caso, para cualquier configuración que se le atribuya a un paciente en concreto.
- **Modelar el efecto de la órtesis:** La órtesis es un dispositivo externo que se ubica sobre la piel, por lo cual es necesario adicionar anatomías adyacentes al modelo de la columna y modelar la compresión ejercida sobre la piel con los pads.

B. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Construir un modelo simplificado de la columna vertebral.
- Caracterizar la curva escoliótica usando procesamiento de imágenes.
- Modelar la condición de escoliosis sobre la columna.
- Modelar el efecto de la órtesis en el proceso correctivo de la escoliosis.
- Proponer un método de optimización usando herramientas computacionales.

III. METODOLOGÍA

En esta sección, se presenta el orden de trabajo que se siguió para obtener un algoritmo que optimice el proceso correctivo de la escoliosis mediante el uso de órtesis cumpliendo cada uno de los retos y objetivos planteados. El primer paso, fue diseñar un modelo simplificado de la columna en conjunto de las anatomías adyacentes incluyendo la piel. Posteriormente, se modeló la reja costal y la pelvis con medidas a escala con respecto a las de las vértebras, asimismo, se cubrió todo el modelo con una capa que modela la piel. Ahora bien, para validar el modelo se comparó con un modelo realista obtenido de una segmentación tridimensional de la tomografía computacional de una columna aleatoria, donde el criterio de comparación mediante un análisis de elementos finitos en un estudio estático, el orden de magnitud de el esfuerzo de Von-Mises y la deformación equivalente, además de la localización de los puntos máximos de estas variables. Sin embargo, para esto fue necesario modelar los tejidos cartilaginosos como materiales hiperelásticos. Una vez validado, se diseñó un algoritmo de procesamiento de imágenes para obtener la curva escoliótica que pase a través de los centroides de las vértebras sobre una tomografía computacional. Con esto, se establecieron parámetros ortopédicos con el fin de calcular el ángulo de Cobb y una función objetivo que

permita comparar dos curvas. Asimismo, al algoritmo, se le realizó un análisis de sensibilidad para evaluar la robustez de los resultados. Luego, se modeló la condición de escoliosis mediante un efecto de pandeo con una carga axial sobre C3 y un proceso de degeneración de discos. Los discos se degeneran mediante un corte sobre ellos a través un plano transversal, donde uno de los lados fue degenerado mientras el otro permaneció sano. El porcentaje de degeneración depende de dos variables que se varían para estandarizar el ángulo de Cobb en función de la degeneración. Finalmente se modeló el efecto de la órtesis para las tres clasificaciones de Rigo, seguido por una estandarización de la fuerza de las correas del dispositivo en función del ajuste. Con todo lo anterior, se diseñó el algoritmo de optimización buscado.

A. MODELO SIMPLIFICADO

Como se mencionó anteriormente, el primer paso fue diseñar un modelo simplificado de la columna vertebral en conjunto con la reja costal, la pelvis y la piel. Para esto, se tomaron medidas anatómicas obtenidas de una medición de vértebras en cadáveres por parte de la Universidad Tecnológica de Nanyang, donde se estandarizaron todas las medidas de todas las vértebras excepto las de C2 y C1 [13]. Con base en esto, inicialmente, se construyeron las vértebras con sus respectivas apófisis, como se muestra en la figura 9. En adición, las medidas estandarizadas se muestran en la tabla 1. Asimismo, otros parámetros adicionales son: el grosor de la vértebra y del disco intervertebral, donde el primero es de 21.6 mm para L5 y para el segundo, es el 50% de la vértebra inmediatamente inferior. Por otro lado, las vértebras disminuyen su tamaño a una escala del 95% de la vértebra inmediatamente anterior.

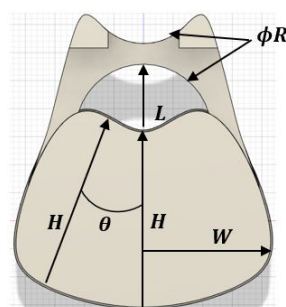


Figura 9. Medición de las vértebras

Tabla 1. Valores de los parámetros de la medición de las vértebras

Parámetro	Valor
H	30.4 mm
W	21.5 mm
L	15.3 mm
R	23.1 mm
θ	17.4 °

En consecuencia, se construyó el modelo simplificado de la unión entre dos vértebras, como se muestra en la figura 10, donde adicionalmente se compara con la anatomía real de esta estructura.

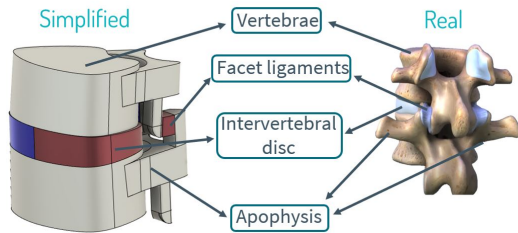


Figura 10. Modelo de la unión entre dos vértebras

Ahora bien, en adición, se modelaron las estructuras adyacentes a la columna, como la caja costal, pelvis y sacro, escalándolas con respecto a las mediciones de las vértebras. Con todo lo anterior, se construye el modelo completo que se muestra en la figura 11, donde también se compara con la anatomía real.

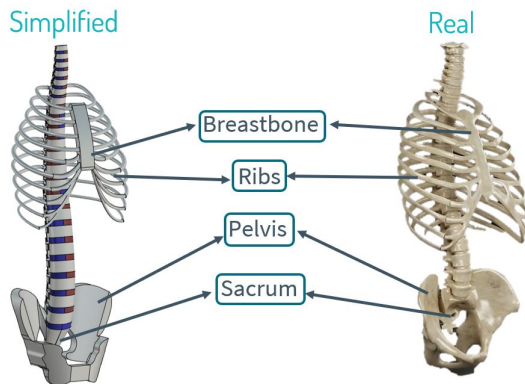


Figura 11. Modelo completo de la columna simplificada

B. HIPERELASTICIDAD EN LOS TEJIDOS CARTILAGINOSOS

Con el fin de que ambos modelos sean equivalentes, es necesario establecer las mismas propiedades mecánicas para todos los materiales. Asimismo, para aumentar el realismo en los modelos, tanto los discos intervertebrales como los ligamentos facetarios se modelan como un material hiperelástico mediante la función de densidad de energía de deformación de Money-Rivlin [14] 1.

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3) + D_1(J - 2)^2 \quad (1)$$

Donde C_1 , C_2 y D_1 son parámetros que se calculan experimentalmente, mientras que I_1 y I_2 son los invariantes algebraicos del tensor de deformación de Cauchy, en adición a J que es su determinante. Sin embargo, con el fin de determinar si la introducción de hiperelasticidad genera cambios relevantes en los resultados, la ecuación se simplifica para

obtener la relación de esfuerzo-deformación tanto axial como transversal [15], así, suponiendo incompresibilidad, se llega a:

$$\sigma_{Uniaxial} = 2 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left[C_1 + \frac{C_2}{\lambda} \right] \quad (2)$$

$$\sigma_{Transversal} = 2 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda^2} \right) [C_1 + C_2] \quad (3)$$

Donde λ es la deformación unitaria. Por otro lado, para un material elástico, cuyo comportamiento es lineal, se relaciona con uno hiperelástico mediante las siguientes ecuaciones [16] 45:

$$\sigma_{Uniaxial} = E\lambda = \lambda \frac{18D_1(C_1 + C_2)}{3D_1 + (C_1 + C_2)} \quad (4)$$

$$\sigma_{Transversal} = 2G\lambda = 4\lambda(C_1 + C_2) \quad (5)$$

Donde E es el módulo de Young y G el módulo cortante. Con lo que ahora se comparan gráficamente como se muestra en la figura

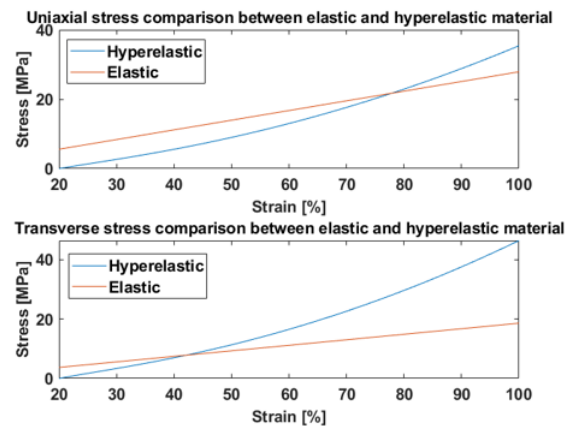


Figura 12. Comparación de la curva esfuerzo-deformación entre un material elástico y uno hiperelástico

Se evidencia que, para un esfuerzo axial, un material elástico tiene mayor rigidez y tenacidad para casi todo el rango de deformación, mientras que esto solo ocurre para deformaciones bajas en el caso de esfuerzo transversal. Se concluye entonces que sí existe una diferencia notable y tendría un impacto significativo sobre los resultados.

C. VALIDACIÓN DEL MODELO SIMPLIFICADO

Con el fin de validar el modelo simplificado mostrado anteriormente, se compara con una segmentación tridimensional de una columna aleatoria a partir de una tomografía computacional, la cual se muestra en la figura 14.

Posteriormente, se realizó un análisis de elementos finitos sobre ambos modelos. El simplificado en el software Fusion 360 y el real en Abaqus. Las condiciones frontera fueron iguales, donde se aplicó una carga axial sobre la vértebra C3



Figura 13. Modelo completo de la columna simplificada

de 400 N, la cual es una suposición de acuerdo a la literatura clínica donde se halló que la columna vertebral soporta el 50% del peso corporal [17] [18], y un soporte fijo sobre el sacro. Asimismo, se intentó igualar los criterios de calidad de malla para ambos casos, los cuales se muestran en la tabla 2

Tabla 2. Comparación de los parámetros de calidad de malla entre ambos modelos

Parámetro	Real	Simplificado
Calidad	0.65	0.7
Relación de aspecto	6	4
Jacobiano	1	1
Densidad	103232 nodos	127725 nodos

Por otro lado, los valores de los parámetros se muestran en la tabla 3

Tabla 3. Valores de los parámetros de entrada para el análisis de elementos finitos [19]

Parámetro	Valor
E	17GPa
ν	0.45
C_1	0.66MPa
C_2	0.25MPa
D_1	9.2MPa ⁻¹

Finalmente, se obtienen los siguientes resultados:

Tabla 4. Comparación entre ambos modelos usando análisis de elementos finitos

Parámetro	Simplificado	Real
Esfuerzo máximo de Von-Mises [MPa]	7.25	7.86
Deformación equivalente máxima [mm]	17.5	25.4
Zona crítica	Torácica	Torácica

Con lo anterior, se concluye que el modelo simplificado se aproxima al realista, por lo que la simplificación asociada al diseño de la columna no afecta la biomecánica significativamente [3].

D. CARACTERIZACIÓN DE LA CURVA

Con el fin de obtener los parámetros ortopédicos para poder comparar condiciones de escoliosis, es necesario caracterizar la curva escoliótica. Para eso, se diseñó un algoritmo de procesamiento de imágenes, el cual como entrada recibe una imagen médica, preferiblemente una resonancia magnética, de la columna vertebral del paciente con escoliosis y como salida arroja una curva polinómica que pasa a través de los centroides de las vértebras. Este algoritmo funciona principalmente con un proceso de clustering mediante K-means, el cual genera tres etiquetas sobre la imagen, donde una de ellas se relaciona con las vértebras. Posteriormente, el resultado pasa por operaciones morfológicas para refinar la segmentación de las vértebras y convertir la imagen a binaria. Finalmente, se obtienen las coordenadas de los centroides de la morfología generada para obtener una interpolación polinómica con el fin de determinar una función matemática que modele la curva escoliótica.

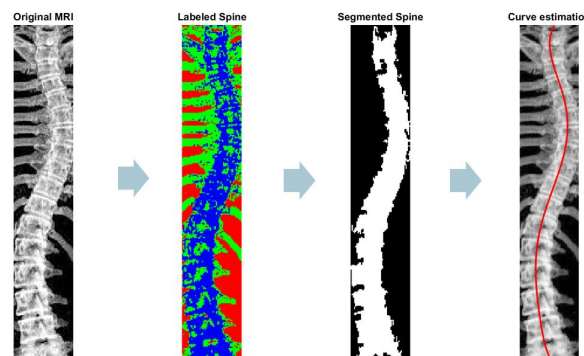


Figura 14. Procesamiento de la imagen de una columna con escoliosis para obtener la curva característica

Con la función polinómica obtenida, es posible calcular ciertos parámetros ortopédicos que caractericen la curva y determine la condición de la enfermedad. Los dos parámetros principales son: el ángulo de Cobb y la función objetivo que estandariza todos los parámetros en un solo valor adimensional. Para esto, se calcula la longitud de la columna mediante la siguiente relación 6:

$$L = \int_0^l \sqrt{1 + \left(\frac{dP(y)_n}{dy} \right)^2} dy \quad (6)$$

Donde $P(y)_n$ es el polinomio que modela la curva y l es la distancia vertical entre el punto superior e inferior de la curva. Ahora, determinan la distancia entre el ápice y la recta l , la cual se denomina como x , posteriormente, se traza una recta paralela a l que pase por $\frac{x}{2}$ con el fin de determinar los cruces entre esta nueva recta llamada l_2 y el polinomio $P(y)_n$, con eso se encuentran las ubicaciones de las vértebras más inclinadas, a las cuales se les calcula el ángulo de inclinación y la pendiente, δ_1, m_1 para la superior y δ_2, m_2 para la inferior, como se muestra en la figura 15.

Ahora, utilizando los parámetros anteriores, se calcula el ángulo de Cobb (θ_{Cobb}) 7 y la función objetivo (W) 8 [20].

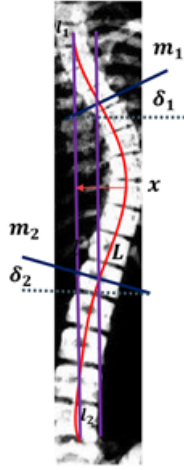


Figura 15. Representación gráfica de los parámetros ortopédicos calculados mediante el algoritmo de caracterización

$$\theta_{Cobb} = \arctan \left| \frac{m_1 - m_2}{1 + m_1 m_2} \right| \quad (7)$$

$$W = \frac{x}{L} + \frac{\sqrt{\delta_1^2 + \delta_2^2}}{\theta_{Cobb}} \quad (8)$$

Finalmente, dado que los resultados del algoritmo dependen de un parámetro de entrada, es decir, de una imagen médica, es necesario llevar a cabo un análisis de sensibilidad para determinar la robustez del algoritmo. Para esto, se calcularon los parámetros ortopédicos, de forma manual y mediante el algoritmo, de cuatro imágenes de columnas con diferentes tipos de escoliosis. Los resultados mostraron aproximación significativa entre ambos métodos de cálculo, como se muestra en la figura 16, por lo que se concluye que el algoritmo es robusto [10].

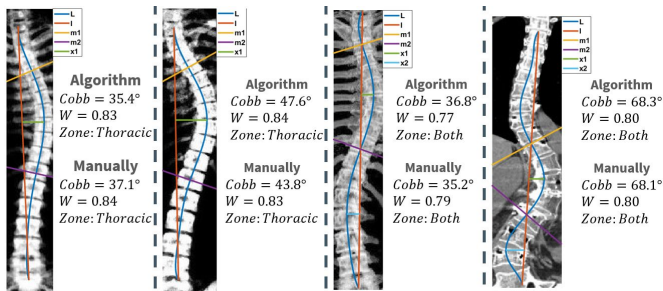


Figura 16. Análisis de sensibilidad del algoritmo de caracterización de la curva escoliótica

Por último, es necesario aclarar que esta caracterización no solo se usa para clasificar la curva, sino también para emparejar la curva en el modelo simplificado de la columna. Con esto, es posible analizar la biomecánica de la condición y del efecto real que tendría la órtesis sobre el paciente. Adicionalmente, en la figura 16 se muestran dos ejemplos donde la condición es torácico-lumbar, por lo que estos tienen dos ápices, por lo que hay dos distancias x , sin embargo, estas

relaciones no son relevantes para el proyecto debido a que este solo se concentra en la condición torácica.

E. MODELADO DE LA CURVA ESCOLIÓTICA

La idea del diseño simplificado de la columna, es poder modelar la condición escoliótica aproximada de un paciente. El modelado de la escoliosis es independiente de la causa debido a que la clasificación de la curvatura depende de variables radiológicas y biomecánicas, más no fisiológicas. Es por esto que, para este proyecto, la escoliosis se modela como un efecto de pandeo a partir de una carga axial y una falla estructural sobre los tejidos cartilaginosos. Esta falla se denominó como degeneración de discos, lo cual implica una modificación sobre las propiedades del material para disminuir su rigidez [21]. Ahora bien, para poder tener control sobre esta degeneración, los discos intervertebrales se dividen con un corte transversal a una distancia d con respecto a cualquiera de sus extremos laterales, sin embargo, para efectos de practicidad, esta variable tomó como dependiente de un factor β , el cual es un porcentaje del ancho total del disco, como se muestra en la figura 17, donde D es el grosor del disco y la zona roja representa la porción del disco degenerada, incluyendo al ligamento facetario.

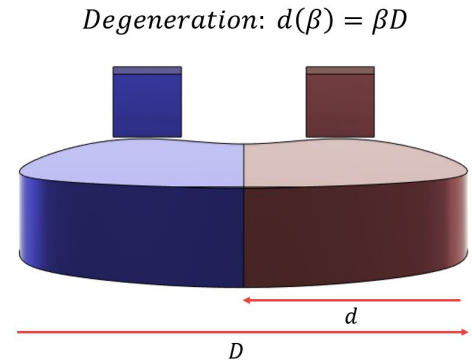


Figura 17. Representación gráfica de la degeneración de los discos intervertebrales

Donde las propiedades mecánicas del material degenerado se muestran en la tabla 5. Adicionalmente, para tener una percepción visual del efecto mecánico de la degeneración, en la figura 18 se muestra cómo la rigidez de la porción degenerada disminuye significativamente debido a que requiere menos esfuerzo para obtener el mismo porcentaje de deformación.

Tabla 5. Propiedades mecánicas del material hiperelástico degenerado [22]

Parámetro	Valor
C_1	0.36 MPa
C_2	0.15 MPa
D_1	5.1 MPa ⁻¹

Para complementar el control sobre la curvatura deseada, la degeneración no se efectúa igual para todos los discos

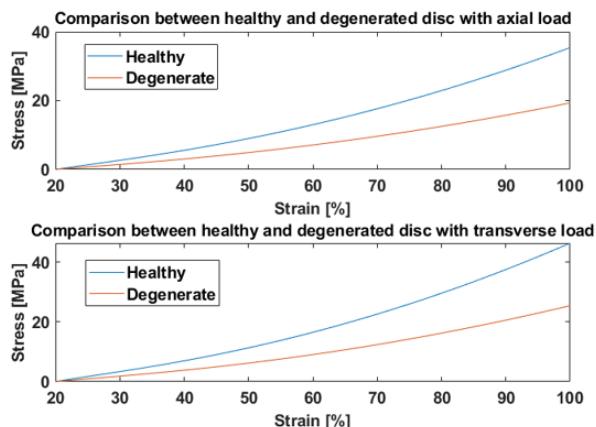


Figura 18. Comparación de la curva esfuerzo-deformación entre el material sano y el degenerado

debido a que se generaría un efecto de 'C' y no se podría alcanzar modelar la escoliosis para ningún valor de β , por lo que la columna se dividió en dos zonas: la primera corresponde a la zona principal, la cual se encuentra entre los cruces sobre las vértebras más inclinadas, es decir, donde se calcula m_1 y m_2 , y la segunda zona (secundaria) es la restante, es decir, arriba de m_1 y abajo de m_2 . La diferencia entre estas zonas es que en una la degeneración aumenta con respecto al lateral izquierdo del disco, mientras que en la otra con respecto al otro costado. Este modelo implica que la degeneración dependa ahora de dos variables, una para la zona principal (β_1) y otra para la secundaria (β_2), como se muestra en la figura 19.

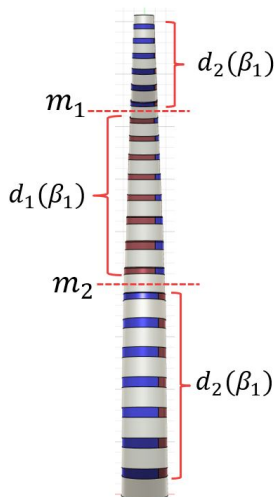


Figura 19. División de la columna vertebral por zonas

Finalmente, para finalizar la caracterización de la curvatura, es necesario determinar los valores de β_1 y β_2 para los cuales se alcanza un ángulo de Cobb específico. Dado que la iteración manual de ambas variables sería un proceso tedioso e impreciso, se realizó una estandarización con un 95% de intervalo de confianza mediante una interpolación

polinómica bidimensional del ángulo de Cobb con respecto a la degeneración. Para esto, se realizaron 36 simulaciones variando ambas variables desde 0 hasta 100% y se registraron los valores del ángulo de Cobb para cada combinación. Con esto fue posible obtener el polinomio de dos variables que permite, de forma inversa, obtener el valor de β_1 y β_2 para cualquier ángulo deseado, como se muestra en la figura 20, donde cabe resaltar que el máximo ángulo de Cobb fue cuando ambas variables alcanzaron un valor de 80%. Por otro lado, la función objetivo tiene un comportamiento similar, por lo que la estandarización del ángulo de Cobb implica también la de W .

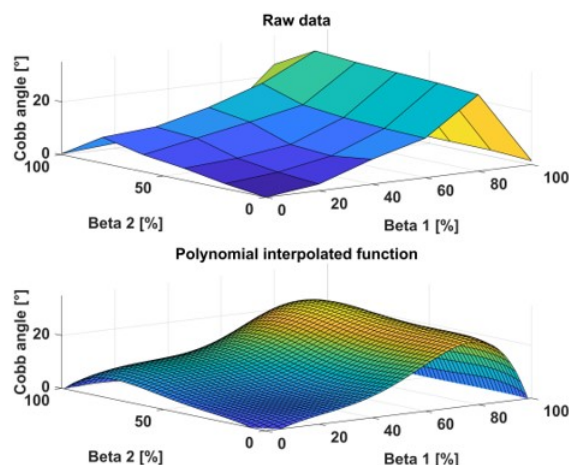


Figura 20. Interpolación de los valores de ángulo de Cobb con respecto a la degeneración mediante un polinomio bidimensional

F. MODELADO DEL EFECTO DE LA ÓRTESIS

El modelado del órtesis se basa principalmente en las configuraciones mostradas en la clasificación de Rigo para escoliosis torácica. Donde cada una de ellas se diferencias por el número de pads. En este caso, se desea encontrar la fuerza máxima sobre el pad ubicado en la zona torácica, es decir sobre el ápice, de tal forma que no supere la presión que podría generar ulceración en la piel en ninguno de los pads. Para esto, la compresión de la órtesis se modela con una fuerza variable sobre el pad ubicado en el ápice y los demás como soportes fijos colineales a la fuerza aplicada. Como se muestra en la figura 21, donde se aprecia el recubrimiento de la piel sobre el diseño de la columna, sin embargo, esta genera múltiples problemas de contactos al momento de realizar un análisis de elementos finitos, por lo que, consecuentemente, dificulta la convergencia de la simulación. En este sentido, se elimina la piel que no tiene contacto con la órtesis, es decir, únicamente se modela las porciones de piel donde se ubican los pads, como se muestra en la figura 22.

Las áreas de los pads se tomaron de la literatura, donde en un esfuerzo por diseñar un modelo análogo de la escoliosis

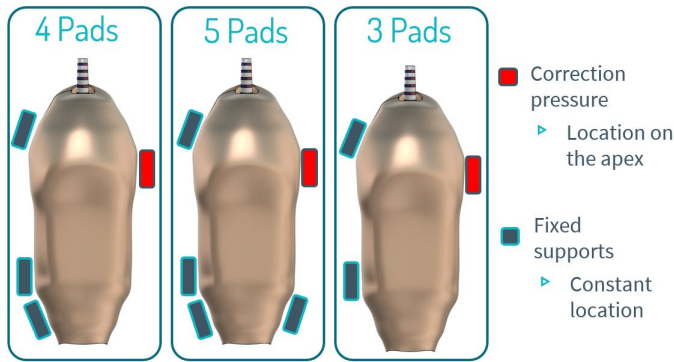


Figura 21. Modelado de la órtesis según la clasificación de Rigo

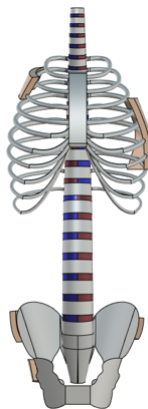


Figura 22. Simplificación de la piel dejando únicamente las zonas donde se ubican los pads

para evaluar el efecto de la órtesis, determinar las áreas efectivas de los pads con respecto a tres fuerzas diferentes ejercidas por las correas. Para este proyecto se tomaron las áreas correspondientes a la fuerza mínima modelada, 20 N, cuyos resultados se muestran en la tabla 6.

Tabla 6. Áreas efectivas y localización de los pads [12]

Zona	Área efectiva [mm ²]	Localización con respecto a C3 [mm]
Axilar	1500	80
Cresta iliaca	2200	450
Cadera	1500	500
Torácica	6300	230
Pelvis derecha	1400	475

En esencia, estas áreas efectivas son resultado de una estandarización con el único objetivo de evaluar el efecto biomecánico de una órtesis, sin embargo, en este estudio no se tuvo en cuenta ni el riesgo de ulceración ni la reducción en la capacidad vital. Es por eso que, una optimización del efecto de la órtesis con respecto a la variación de la fuerza sobre el pad torácico, es necesaria. Por otro lado, hace falta resaltar que las fuerzas son fácilmente modificables en una simulación computacional, no obstante, en la realidad, en el caso del un paciente, la determinación de la fuerza requerida

no es intuitiva, por lo que es necesario crear un método de estandarización de las fuerzas óptimas sobre las correas con respecto a una variable fácilmente calculable de forma casera [15]. Para esto, se llevó a cabo un diseño experimental donde, usando un dinamómetro digital, se calculó la fuerza ejercida por una correa sobre las zonas torácica y pélvica con respecto a la distancia de ajuste de la misma. Con base en lo anterior, se estandarizó, de forma preliminar, la fuerza en función de marcas sobre la correa con un intervalo de medición de 1 cm entre ellas, como se muestra en la figura 23, cuyos resultados se muestran en la figura 24, donde, mediante una regresión lineal, se determinó que la relación entre fuerza y ajuste se muestra en la ecuación 9.

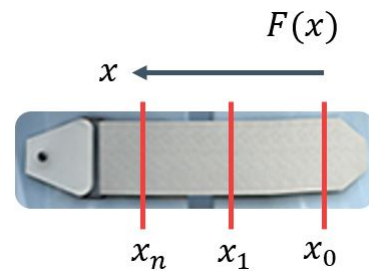


Figura 23. Estandarización de la fuerza ejercida por las correas de la órtesis con respecto a la distancia de ajuste

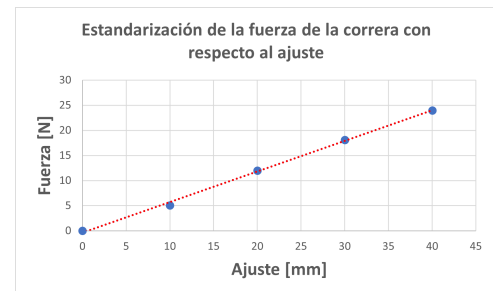


Figura 24. Regresión lineal de la fuerza de la correa con respecto al ajuste

$$F = (0.61x - 0.38) \pm 0.55N \quad (9)$$

Finalmente, para determinar el ajuste requerido con respecto a la fuerza calculada mediante la metodología de optimización, la cual se presenta a continuación, es necesario aclarar cómo se calculan estas fuerzas debido a que las fuerzas que ejercen las correas son indirectas con respecto a los pads. Entonces, para modelar esto, se restringen los diseños de órtesis para aquellos que utilicen solamente dos correas con el objetivo de relacionar las fuerzas ejercidas sobre los pads y las que ejercen las correas. La relación se basa en el cálculo de la magnitud de las fuerzas más cercanas a una correa respectiva, donde, para el caso de la correa torácica, esta se modela como la magnitud de las fuerzas ejercidas en el pad axilar y el torácico, mientras que para la correa inferior, se modela como la magnitud de las fuerzas ejercidas sobre el resto de pads [23], como se muestra en la figura 27.

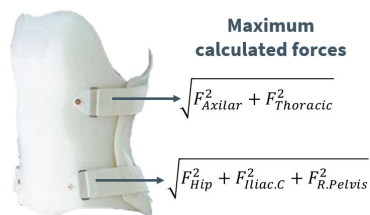


Figura 25. Relación entre la fuerza indirecta de las correas y las ejercidas sobre los pads

G. DISEÑO GENERATIVO

Para complementar la metodología, se introdujo el diseño generativo teniendo en cuenta el equilibrio estático a través de las fuerzas mencionadas anteriormente. Esto, con el fin de determinar el diseño más adecuado en el mercado según las condiciones mecánicas y los parámetros de optimización, la masa y la rigidez. En adición, esta metodología muestra las zonas donde es posible eliminar masa y generar orificios en zonas clave con la función aumentar la ventilación interna para disminuir el riesgo de ulceración y maximizar la expansión pleural. Sin embargo, el algoritmo de diseño generativo, en Fusion 360, ofrece múltiples opciones de diseño, por lo cual es necesario establecer un criterio de selección para determinar el más adecuado. En este caso, se busca maximizar el factor de seguridad y minimizar la masa, por lo que se escoge el diseño que cumpla este criterio. Este algoritmo recibe como parámetro un equilibrio estático, por lo que, una vez calculadas las fuerzas de corrección sobre los pads mediante un análisis de elementos finito, es posible indicarle al algoritmo las zonas de distribución de estas y la geometría donde se debe ubicar el diseño, es decir, sobre la piel. Es importante evitar que el algoritmo adicione masa en medio de la piel, por lo que, en las zonas de mayor presión, se ubican los pads y se aplican las fuerzas halladas sobre estos, de manera que la piel queda como el dominio de restricción que el algoritmo no puede tocar y solo adicionará masa sobre esta. En la figura 26 se muestra gráficamente la configuración explicada, donde las zonas rojas representan los pads donde se ejercen las fuerzas y las verdes como el dominio que el algoritmo no puede atravesar.

H. ALGORITMO DE OPTIMIZACIÓN

Como último paso de la metodología llevada a cabo, se diseñó un algoritmo que optimice el proceso de corrección de la escoliosis a través del uso de órtesis, donde como entrada recibe la configuración establecida por la clasificación de Rigo y como salida la corrección hasta del 90% de la deformación. La idea del algoritmo es que el paciente conozca a detalle el progreso de mejora y mantenga un control sobre este mientras se asegura que se minimiza el riesgo de ulceración y la disminución de la capacidad vital respiratoria. Sin embargo, para esto, es necesario plantear los requerimientos de optimización:

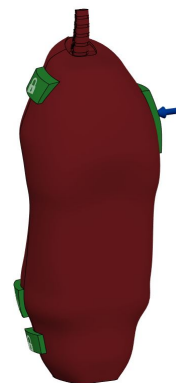


Figura 26. Estado inicial del diseño generativo

- Se debe alcanzar la máxima corrección en cada iteración.
- Las presiones correctivas no deben superar el umbral de ulceración.
- La expansión volumétrica pleural se debe maximizar.

Así, para el ángulo de Cobb inicial, se calculan las fuerzas máximas cumpliendo las restricciones anteriores. Luego de un mes, el paciente obtiene una tomografía computacional con la cual se calcula el cambio del ángulo de Cobb con respecto al anterior, así, si la diferencia entre estos ángulos es menor a 1° , entonces se analiza si se alcanzó el 90% de la corrección esperada, si es así, entonces el proceso finaliza con un reporte biomecánico del proceso, pero, por el contrario, se calculan los nuevos parámetros de degeneración así como la nueva configuración de Rigo para reiniciar el ciclo. Sin embargo, si el cambio del ángulo es menor a 1° , entonces el paciente debe esperar un mes adicional para volver a obtener una tomografía y calcular nuevamente la diferencia.

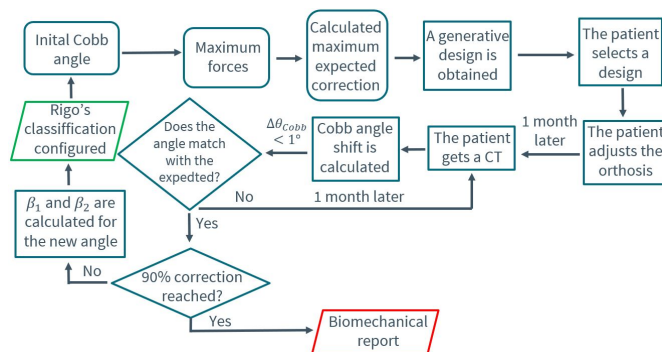


Figura 27. Algoritmo de optimización

IV. RESULTADOS

Hasta el momento no se ha conseguido seguir todo el proceso correctivo por la carencia de disponibilidad de un paciente, sin embargo, para mostrar los resultados computacionales, se omiten los pasos que son efectuados por este. Con lo cual, se simuló un ejemplo para un paciente aleatorio con escoliosis torácica, el cual tiene un ángulo de Cobb inicial de 35.4° y

un W de 0.83 y que se clasifica como A1 según el sistema de Rigo, como se muestra en la figura 28.

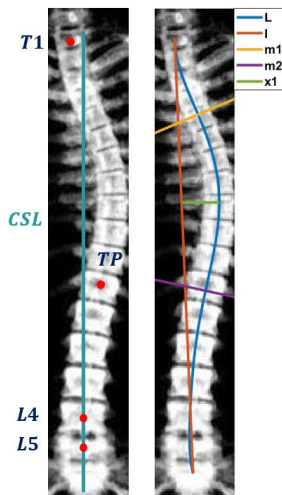


Figura 28. Estado inicial del paciente ejemplo

Posteriormente, se determinaron los valores de β_1 y β_2 para obtener el mismo ángulo de Cobb y valor de W , en este caso, se obtuvo un ángulo de 34.9° y un W de 0.82, con lo se puede concluir que se aproxima el modelo a la condición real del paciente. Con esto, se inician las simulaciones en un estudio estático con una fuerza inicial de 26.8 N, lo cual se calcula teniendo en cuenta el área del pad torácico y la presión máxima para evitar ulceración. Sin embargo, los resultados de presión fueron mayores a los esperados, donde en el pad de la cresta iliaca se alcanzó una presión de reacción aproximadamente de 55 mmHg, por lo que es necesario reducir la fuerza de corrección. Con esto, reduciendo a la mitad la fuerza correctiva, se obtuvo una presión de reacción máxima de 25 mmHg en la cresta iliaca, por lo que se cumple la restricción de estar por debajo del umbral de ulceración. Ahora, se obtienen los valores de β_2 y β_2 para el ángulo de Cobb requerido utilizando la interpolación polinómica bidimensional, donde $\beta_1 = 79\%$ y $\beta_2 = 75\%$ donde la zona principal consta de 7 discos entre T12 y T6 y la zona secundaria de los demás. Con base en esto, se corrió la simulación estática, donde el nuevo ángulo de Cobb fue de 15.1° , es decir, una corrección del 56%, con un W de 0.75. Con lo anterior, se calcularon las fuerzas de reacción sobre los demás pads, donde se halló que estas no superaron el umbral de ulceración. Asimismo, con el resultado de las fuerzas de reacción sobre los pads, las cuales fueron de 14 N para el pad sobre la cresta iliaca, 4 N sobre la cadera y 8 N sobre el axilar, manteniendo así el equilibrio estático, se calcularon las fuerzas indirectas de ajuste que ejercen las correas de la órtesis, las cuales fueron de 14.5 N para la correa inferior y 26 N para la superior, por lo cual el paciente debe ajustar la correa superior a 4 cm y la inferior a 2.5 cm. Ahora, con el nuevo ángulo de Cobb se calcularon de nuevo los valores de β_1 y β_2 , los cuales fueron de 42% y 50%

respectivamente, donde la configuración de Rigo pasó ahora a ser C1, es decir, se eliminó el pad de la cadera. Asimismo, se repitió el algoritmo, obteniendo una corrección de 81%. El algoritmo, en total, tuvo tres iteraciones, cuyos resultados numéricos se muestran en la tabla 7 y en la figura 29.

Tabla 7. Resultados del algoritmo de optimización

Iteración	0	1	2	3
Clasificación de Rigo	A1	C1	C1	C1
$\theta_{Cobb} [^\circ]$	34.9	15.3	6.8	2.6
Degeneración [%]	β_1	79	42	30
	β_2	75	40	24
Presiones en pads [mmHg]	Torácico	20	16	14
	Axilar	23	25	26
	Cresta	30	28	23
	Cadera	15	-	-
Ajuste [mm]	Superior	29	27	24
	Inferior	16	14	11
Corrección [%]		56	81	92

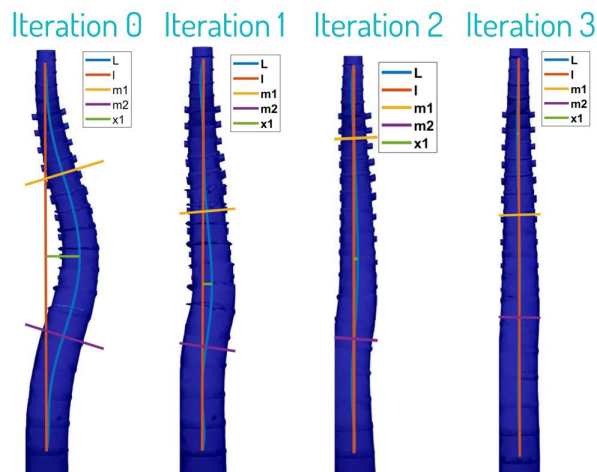


Figura 29. Proceso de corrección de escoliosis mediante el algoritmo de optimización

Finalmente, para complementar, un resultado resaltable es la visualización de los puntos donde se concentran los esfuerzos, donde estos se ubicaron principalmente en las vértebras adyacentes a los discos con mayor deformación, es decir, a los discos posiblemente con prolapsos o, en el peor de los casos, herniados [24] [25]. Esto se aprecia en la figura 30, donde tanto en la parte cervical como la torácica, incluyendo sus respectivas apófisis, soportan mayor magnitud de esfuerzos de compresión. Esto indica que, en estas zonas, hay un posible contacto hueso con hueso, lo que provocaría un dolor intenso y crónico en el paciente [26].

V. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Los resultados del proceso correctivo mediante el algoritmo de optimización fueron exitosos debido a que se alcanzó el 92% de corrección con tan solo tres iteraciones. Se comprobó que es posible minimizar las presiones ejercidas por una

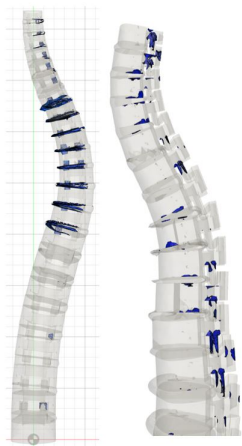


Figura 30. Discos con mayor deformación (Izquierda) y concentraciones de esfuerzos que indican contacto hueso con hueso (Derecha)

órtesis de dos correas y, consecuentemente, el riesgo de ulceración. Por otro lado, con la estandarización del ajuste con respecto a las fuerzas de corrección, el paciente podría ser capaz de ajustar fácilmente su órtesis dados los resultados de distancias de ajuste. Este algoritmo resultó ser una herramienta computacional potencial para optimizar el proceso de corrección de escoliosis torácica a través del uso de órtesis. El modelado de la escoliosis fue un método satisfactorio debido a que la aproximación a la condición del paciente fue significativa, donde la simplificación del realismo anatómico de las estructuras de la columna vertebral mediante un diseño computacional no afectaron los resultados excesivamente. No obstante, esto no implica que el paciente haya generado escoliosis por una patología degenerativa; este método solo es un camino para modelar la condición de un paciente en específico, por lo que el algoritmo no recibe como parámetro la causa específica. La razón principal de esto último se debe a que la escoliosis generalmente es idiopática y, en un estudio radiológico, no es posible determinar la causa aparente [26]. Adicionalmente, la caracterización de la curva a través del procesamiento de imágenes permitió diseñar un método de comparación con ayuda de parámetros ortopédicos radiológicos, donde, acompañados del sistema de clasificación de Rigo, permitieron modelar el diseño de órtesis más adecuado para la condición específica del paciente. Finalmente, el modelado de la órtesis, incluyendo la simplificación de la eliminación de la piel que no soporta presión por los pads, facilitó la determinación de las fuerzas indirectas generadas por las correas de la órtesis a través de los pads mientras se mantuvieron sus presiones respectivas por debajo del umbral establecido. Aún así, es claro notar el salto del paso donde se obtiene el diseño generativo óptimo para establecer las zonas clave para la ventilación y facilitar expansión pleural. La razón por la cual no se incluyó es porque este requiere necesariamente la simulación de la piel dentro del modelo, la cual, al ser un elemento orgánico y no mecánico, generó muchos problemas en los contactos. La convergencia tanto

de los estudios estáticos y diseños generativos no se alcanzó incluyendo la piel, por lo que, en consecuencia, no fue posible determinar las zonas de ventilación. Por otro lado, la iteración manual de la fuerza correctiva sobre el pad torácico fue un proceso arduo y poco preciso, debido a que, dentro de cada iteración mostrada, fueron necesarias subiteraciones para maximizar las presiones sobre cada pad sin exceder el umbral de ulceración, por lo que es importante mejorar este proceso mediante una posible estandarización. Asimismo, al ajustar las correas de la órtesis, las fuerzas no se ejercen totalmente en una componente transversal a la columna, donde los pads, en la realidad, ejercen cargas en otros planos, generando esfuerzos no solo normales sino también transversales e incluso, rotaciones [27]. Las demás componentes de las fuerzas fueron omitidas por la simplicidad de la iteración manual de estas, sin embargo, con un proceso más automatizado, es posible incluirlas. Adicionalmente, es necesario resaltar de la simplificación del tipo de material en los tejidos cartilagosos, donde sólo se modeló la hiperelasticidad en las zonas degeneradas por problemas de convergencia debido a que los contactos entre dos materiales hiperelásticos no son lineales, por lo que requiere un mayor refinado de la malla en estas zonas. Por otra parte, el diseño experimental para estandarizar las fuerzas indirectas ejercidas por las correas con respecto a la distancia de ajuste fue realizado sobre una persona sin escoliosis, por lo que esto pudo haber afectado la regresión lineal obtenida y, así, los resultados de ajuste. Lo ideal es que la estandarización sea personalizada debido a que la textura de cada paciente puede variar, donde las dimensiones de su cuerpo, no solo del componente musculo-esquelético, sino de los tejidos adiposos, influyen drásticamente en la biomecánica de la órtesis [28]. Con base en lo anterior, una mejora del algoritmo es la inclusión de las medidas externas del paciente, donde el modelo de la columna, caja costal y pelvis podría ser escalado de acuerdo con la textura del paciente. Sería un camino aceptable registrar el perímetro pectoral, torácico y pélvico y hacer de estas mediciones parámetros de entrada en el algoritmo. Finalmente, es evidente que la carencia de las estructuras musculares pueden influir significativamente los resultados, por lo que incluirlas sería una mejora en la aproximación al realismo [29]. Aún así, fue posible analizar la biomecánica de la estructura esquelética, donde el modelo es capaz de mostrar las zonas donde se concentran esfuerzos y, consigo, determinar los puntos donde existe un contacto hueso con hueso y, a su vez, el prolaps de los discos involucrados. En este sentido, un punto a desarrollar es el estudio de la deformación de los tejidos cartilagosos, como el anillo fibroso de los discos intervertebrales, donde sería posible complementar la clasificación del tratamiento no mediante órtesis sino también quirúrgico. Por otro lado, a pesar de que la corrección de la condición del paciente ejemplo se alcanzó en tres iteraciones, esto no implica que el proceso real de corrección se agilice debido a que el algoritmo depende del progreso intrínseco de la deformación y de la adherencia del tratamiento por parte del paciente, por lo que, en esencia,

es necesario incluir los pasos donde interviene el paciente para determinar el tiempo real de corrección. Finalmente, como conclusión final, el reporte biomecánico puede aportar una guía tanto para el paciente como para el médico con el fin de optimizar el proceso de corrección y garantizar al paciente la minimización del riesgo de complicaciones o efectos secundarios. En este sentido, es necesario aterrizar el proceso computacional al campo clínico para validar los resultados y efectuar esta metodología como un proceso aplicable en la medicina.

REFERENCES

- [1] J. Duncan, "All about degenerative scoliosis," 2017.
- [2] M. Rigo and M. Jelačić, "Brace technology thematic series: the 3d rigo chèneau-type brace," 2017.
- [3] P. Scholten, A. Veldhuizen, and H. Grootenboer, "Stability of the human spine: a biomechanical study," *Clinical Biomechanics*, 1988.
- [4] M. D. Rigo, M. Villagrasa, and D. Gallo, "A specific scoliosis classification correlating with brace treatment: description and reliability," 2010.
- [5] C. Perez-Caballero, J. B. Florez, I. M. Sánchez, A. P. Palomino, J. V. Martinez, E. Rojas, L. F. Pineda, and D. V. Vargas, "Complicaciones médicas prococes en el postoperatorio de cirugía de escoliosis," 2006.
- [6] M. C. Silva and M. C. Ospina, "Complicaciones perioperatorias en el manejo de corrección de escoliosis en un hospital de tercer nivel en la ciudad de Bogotá entre el 2010-2014," *Universidad CES – Facultad de Medicina*, 2016.
- [7] A. P. Sangole, C. Aubin, H. Labelle, I. A. F. Stokes, L. G. Lenke, R. Jackson, and P. Newton, "Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves," 2008.
- [8] R. J. Mobbs, A. Loganathan, V. Yeung, and P. J. Rao, "Indications for anterior lumbar interbody fusion," 2013.
- [9] "Alignclinic, "Introducing the wood chèneau rigo (wcr) brace for treatment of idiopathic scoliosis,"
- [10] C. Koutras, J. Pérez, K. Kardash, and M. A. Otaduy, "A study of the sensitivity of biomechanical models of the spine for scoliosis brace design," *Universidad Rey Juan Carlos, Madrid*, 2021.
- [11] H. Kirkland, O. Teleten, and M. D. Wilson, "Pressure mapping comparison of four or surfaces," 2015.
- [12] J. D. Kennedy, C. F. Robertson, I. Hudson, and P. D. Phelan, "Effect of bracing on respiratory mechanics in mild idiopathic scoliosis," 1989.
- [13] S. H. Tan, E. C. Teo, and H. C. Chua, "Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of chinese singaporeans," 2003.
- [14] M. M. Attard and G. W. Hunt, "Column buckling with shear deformations - a hyperelastic formulation," 2008.
- [15] T. Guan, Y. Zhang, A. Anwar, Y. Zhang, and L. Wang, "Determination of three-dimensional corrective force in adolescent idiopathic scoliosis and biomechanical finite element analysis," 2020.
- [16] K. D. Butz, D. D. Chan, E. A. Nauman, and C. Neu, "Stress distributions and material properties determined in articular cartilage from mri-based finite strains," *Purdue University*, 2011.
- [17] M. Tyrakowski, T. Kotwicki, J. Czubak, and K. Siemionow, "Calculation of corrected body height in idiopathic scoliosis: comparison of four methods," 2014.
- [18] K. S. Han, A. Rohlmann, T. Zander, and W. R. Taylor, "Lumbar spinal loads vary with body height and weight," 2012.
- [19] D. Coombsa, M. Rao, M. Bushelow, J. Deacy, P. Laz, and P. Rullkoetter, "Simulation of lumbar spine biomechanics using abaqus," *University of Denver*, 2011.
- [20] A. Safari, H. Parsaei, and Z. Pourabbas, "A semi-automatic algorithm for estimating cobb angle," 2019.
- [21] V. Lesso, L. Orozco, D. Benítez, and L. Arroyo, "Mechanical characterization of femoral cartilage under unicompartimental osteoarthritis," 2014.
- [22] D. L. Robinson, D. C. Ackland, M. E. Kersh, N. C. Walsh, R. N. de Steiger, and M. G. Pandy, "Mechanical properties of normal and osteoarthritic human articular cartilage," 2016.
- [23] C. L. Chung, "Scoliosis analog model for the evaluation of bracing technology," 2015.
- [24] H. Schmidt, A. Kettler, A. Rohlmann, L. Claes, and H. J. Wilke, "The risk of disc prolapses with complex loading in different degrees," *Apr*. 2007.
- [25] J. McCount and B. Glocker, "Vertebrae detection and localization in ct with two-stage cnns and dense annotations," *Department of Computing, Imperial College London, UK*, 2019.
- [26] B. Schlager, F. Niemeyer, F. Galbusera, D. Volkheimer, R. Jonas, and H. Wilke, "Uncertainty analysis of material properties and morphology parameters in numerical models regarding the motion of lumbar vertebral segments," 2018.
- [27] H. Tachihara and J. Hamada, "Characteristic movement of the ribs, thoracic vertebrae while elevating the upper limbs - influences of age and gender on movements," 2019.
- [28] J. C. Lee, J. Jang, Y. Park, S. Lee, S. Cho, S. Hong, J. Lim, and J. S. Ryu, "The effect of a flexible thoracolumbar brace on neuromuscular scoliosis," 2021.
- [29] S. Jia, L. Lin, H. Yang, J. Fan, S. Zhang, and L. Han, "The influence of the rib cage on the static and dynamic stability responses of the scoliotic spine," 2020.