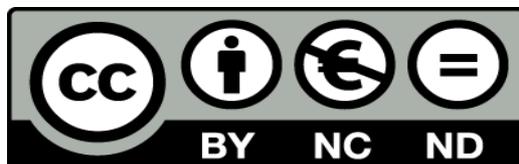




UNIVERSIDAD DE LA RIOJA

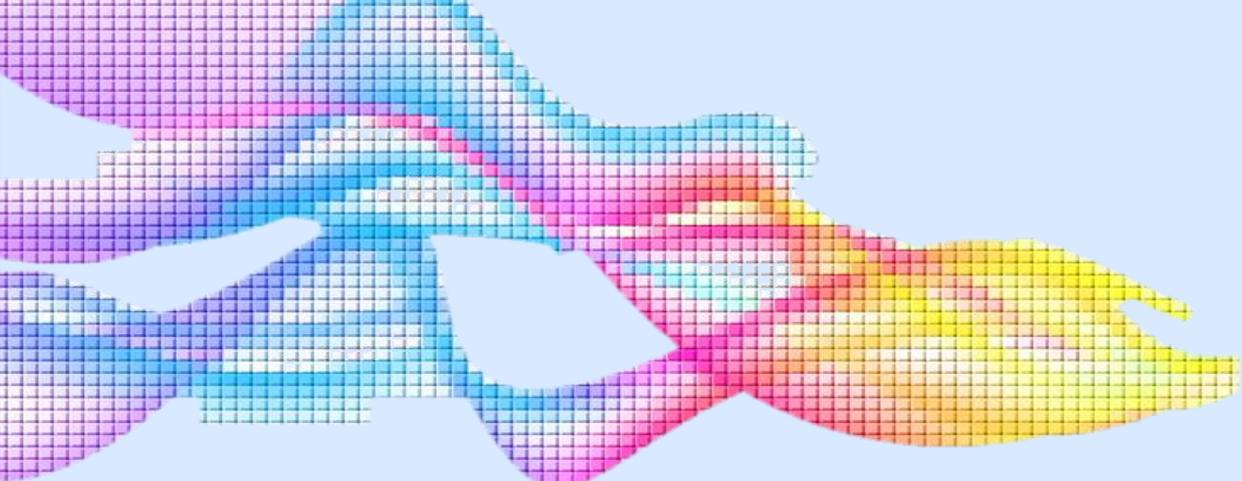
TESIS DOCTORAL

Título
Modelizado y optimización de problemas biomecánicos mediante la combinación del método de los elementos finitos (mef) y técnicas avanzadas de optimización
Autor/es
Fátima Somovilla Gómez
Director/es
Ana González Marcos, Rubén Lostado Lorza y Marina Corral Bobadilla
Facultad
Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial
Titulación
Departamento
Ingeniería Mecánica
Curso Académico



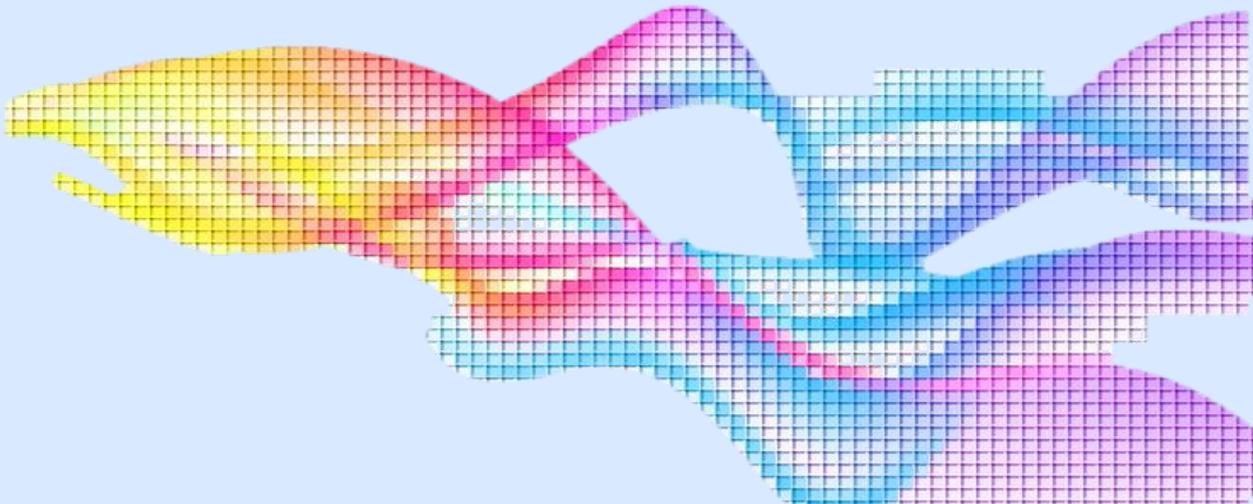
Modelizado y optimización de problemas biomecánicos mediante la combinación del método de los elementos finitos (mef) y técnicas avanzadas de optimización, tesis doctoral de Fátima Somovilla Gómez, dirigida por Ana González Marcos, Rubén Lostado Lorza y Marina Corral Bobadilla (publicada por la Universidad de La Rioja), se difunde bajo una Licencia Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 3.0 Unported.

Permisos que vayan más allá de lo cubierto por esta licencia pueden solicitarse a los titulares del copyright.



Modelizado y optimización de problemas
Biomecánicos mediante la combinación del
Método de los Elementos Finitos (MEF) y
Técnicas Avanzadas de Optimización

Tesis Doctoral.
Fátima Somovilla Gómez



Universidad De La Rioja
Departamento De Ingeniería Mecánica
Tesis Doctoral



UNIVERSIDAD DE LA RIOJA

MODELIZADO Y OPTIMIZACIÓN DE PROBLEMAS
BIOMECÁNICOS MEDIANTE LA COMBINACIÓN
DEL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS (MEF) Y
TÉCNICAS AVANZADAS DE OPTIMIZACIÓN

Autora

Fátima Somovilla Gómez

DIRECTORES

Dra. Ana González Marcos

Dr. Rubén Lostado Lorza

Dra. Marina Corral Bobadilla

Resumen

Los problemas biomecánicos generalmente presentan comportamientos no lineales producidos por contactos mecánicos, grandes deformaciones, grandes desplazamientos, hiperelasticidad, etc. Este tipo de comportamiento no lineal es muy difícil de modelizar y optimizar mediante métodos ampliamente utilizados como es el Método de los Elementos Finitos (MEF). En primer lugar, el coste computacional que requiere el MEF cuando es aplicado de manera individual para modelizar y optimizar problemas biomecánicos es muy elevado. Además, por motivos éticos, resolver este tipo de problemas biomecánicos de modo experimental (mediante prueba-error) resulta hoy en día inviable.

Esta tesis presenta una metodología que combina el MEF con técnicas avanzadas de análisis de datos como es el Método de Superficie de Respuesta Múltiple (MSR) y el Machine Learning (ML) para modelizar y optimizar problemas biomecánicos presentes en humanos y en animales. La aplicación de la metodología que se presenta en esta tesis se desarrolla en tres fases principales. La primera fase se centra en la creación de modelos de EF, en la segunda fase se obtienen los modelos de predicción mediante técnicas de regresión, árboles de decisión, redes neuronales, etc. y finalmente, en una tercera fase, se realiza la optimización utilizando la metodología de superficie de respuesta múltiple o algoritmos genéticos.

La metodología propuesta puede ser aplicada a cualquier problema biomecánico, si bien en esta tesis se ha validado mediante su implementación en cuatro casos reales encontrados en seres humanos y en animales.

En animales, se aplica al modelizado del comportamiento biomecánico de una pelvis canina con dos tipos diferentes de placas de fijación (ventral y DPO), utilizadas para el tratamiento de la osteotomía pélvica canina. En este caso, se aplica de manera individual el MEF con el fin de estudiar y comparar la rigidez entre las placas de fijación. De esta manera, se reduce el coste experimental y se evita el problema ético.

En el caso de los seres humanos, se aplica la metodología que combina el MEF y el MSR con funciones de deseabilidad para el modelizado y optimización del comportamiento biomecánico de discos intervertebrales (DIV) en unidades vertebrales funcionales (UVF) lumbares, con el objetivo de obtener los parámetros más adecuados que definen el comportamiento biomecánico de los modelos de EF. La ventaja del uso combinado del MEF y MSR, tal como se propone en esta tesis, es que permite ajustar y optimizar los parámetros que definen el comportamiento biomecánico de los modelos de EF de estructuras complejas de un modo más eficiente, evitando así, el arduo ajuste de los parámetros para obtener el modelo de EF óptimo mediante el método prueba-error.

Finalmente, la metodología propuesta se aplica en el diseño de un disco artificial o prótesis lumbar mediante la combinación de MEF y técnicas de ML. En este caso, los modelos de regresión generados se basan en redes neuronales y árboles de regresión, mientras que la optimización de la geometría del disco artificial se realiza mediante la aplicación de algoritmos genéticos. De este modo, también es posible obtener, de una manera eficiente, los parámetros que mejor definen la geometría planteada para el disco artificial lumbar para los diferentes pesos y estaturas de los pacientes, con lo que se considera que proporciona una herramienta importante para el diseño y la optimización de prótesis de disco artificial (diseño de prótesis a medida).

En definitiva, la metodología que se propone en esta tesis, la cual combina varias técnicas (MEF, MSR y ML) que generan modelos matemáticos o metamodelos, se muestra como una metodología

muy valiosa que permite de una manera eficiente modelizar y optimizar problemas biomecánicos complejos. Las ventajas fundamentales de esta metodología son las siguientes:

- Reduce significativamente el coste experimental y se elimina el problema ético asociado al uso de cadáveres.
- Permite obtener modelos de predicción lo suficientemente precisos, fáciles de interpretar y mucho más eficientes computacionalmente que los modelos obtenidos mediante el MEF para el modelizado de problemas biomecánicos.
- Permite optimizar problemas biomecánicos complejos, de una manera más eficiente, reduciendo de forma significativa el coste computacional que ocasionaría el uso exclusivo del MEF aplicando el método prueba-error.

Palabras clave: biomecánica, elementos finitos, machine learning, método superficie de respuesta.

Abstract

Usually, biomechanical problems present non-linear behaviours produced by mechanical contacts, large deformations, large displacements, hyperelasticity, etc. This type of nonlinear behaviour is difficult to model and optimise by widely used methods such as the Finite Element Method (FEM). First, there is a very high computational cost when only FEM is applied to model and optimise biomechanical problems. In addition, solving this type of biomechanical problems experimentally (through trial-error tests) is nowadays unfeasible for ethical reasons.

This thesis presents a methodology that combines FEM with advanced data analysis techniques, such as the Multiple Response Surface Method (MRS) or Machine Learning (ML) algorithms, to model and optimise the biomechanical problems that are present in humans and animals. The application of the proposed methodology in this thesis is carried out in three main phases. The first phase focuses on the creation of FE models, while the second phase is devoted to the generation of prediction models by means of regression techniques, decision trees, neural networks, etc. Finally, in the third phase, an optimisation is performed using either the MRS or genetic algorithms.

The proposed methodology can be applied to any biomechanical problem. In this thesis, it has been validated through its implementation in four actual problems that are found in humans and animals.

In animals, it is applied to model the biomechanical behaviour of a canine pelvis with two different types of fixation plates (ventral and DPO), used for the treatment of canine pelvic osteotomy. In this case, the FEM is solely applied to analyse and compare the stiffness difference between ventral and DPO fixation plates. In this manner, the experimental cost is reduced, and the ethical problem is avoided.

In the case of human problems, the methodology that combines the FEM and the MRS with desirability functions is applied for the modelling and optimisation of the biomechanical behaviour of intervertebral discs (DIV) in lumbar functional spinal units (FSU), with the aim of obtaining the most appropriate parameters that define the biomechanical behaviour of the FE models. The advantage of the combined use of FEM and MRS, as proposed in this thesis, is that it allows adjusting and optimising the parameters that define the biomechanical behavior of FE models of complex structures in a more efficient way. Thus, avoiding the arduous adjustment of the parameters to obtain the optimal FE model through the trial-error method.

Finally, the proposed methodology is applied to the design of an artificial disc or lumbar prosthesis by combining FEM and ML techniques. In this case, the regression models generated are based on neural networks and regression trees, while the optimisation of the geometry of the artificial disc is carried out through the application of genetic algorithms. This way, it is also possible to obtain, the parameters that best define the geometry proposed for the artificial lumbar disc for **different patient's weights and statures** in an efficient manner. Therefore, this methodology is considered to provide an important tool for the design and optimisation of artificial disc prostheses (custom-made prostheses).

In short, it has been proven that the methodology proposed in this thesis, which combines several techniques (FEM, MSR MRS and ML) to generate mathematical models or metamodels, is very useful to efficiently model and optimise complex biomechanical problems. The main advantages of the methodology are the following:

- It significantly reduces the experimental cost and eliminates the ethical problem associated with the use of cadavers.
- It allows to obtain prediction models that are accurate enough, easy to interpret and much more computationally efficient than the models obtained through the FEM to model biomechanical problems.
- It allows to optimise complex biomechanical problems, in a more efficient way. That is, it substantially reduces the computational cost as compared to the solely use of the FEM by applying the trial-error method.

Keywords: biomechanics, finite element method, machine learning, response surface method.

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría agradecer a Ana González Marcos, mi directora de tesis, por su apoyo constante durante todo este tiempo, por sus buenos consejos y su valiosa colaboración, que han hecho posible este trabajo de investigación. Mi más sincera admiración y respeto por tu incomparable calidad personal y profesional, que se demuestran en todo lo que haces.

A Ruben Lostado, por sus ideas y aportaciones, por su inspiración, por el tiempo generosamente invertido, por su infinita paciencia y por su apoyo incondicional.

A Marina Corral, compañera y amiga, gracias, porque siempre has estado ahí cuando más te he necesitado y porque los sueños son más bonitos cuando son compartidos.

Sin vosotros no lo hubiese conseguido.

A todos, GRACIAS.

“ El agradecimiento es la memoria del corazón ”

Lao Tse (siglo IV a. C.). Filósofo.

Dedicatorias

*A Sofía,
porque tu Sonrisa hizo realidad este Sueño.*

*A mis padres,
por hacer de mí lo que soy hoy.*

*A mi madre,
por sufrir los sinsabores de estos años de lucha y sacrificio,
y por darme su cariño cuando me ha visto caer.*

*A mi hermano,
por escucharme, por entenderme sin mirarme y por estar siempre ahí.*

*A Alfonso,
por su amor infinito, por su comprensión, por su ayuda, por estar siempre a mi lado en los momentos más difíciles, por hacerme creer que era capaz de conseguirlo. Me ayudaste hasta donde te era posible e incluso hasta en lo imposible. Gracias mi niño.*

*A mis amigos,
por ser los ángeles que me dan alas cuando se me olvida volar.*

**“Porque un día me caí y decidí comenzar de nuevo,
levantarme con más Fuerza y acabar mis Sueños”**

Fátima.

Índice

Resumen.....	V
Abstract.....	VII
Agradecimientos	IX
1. CAPÍTULO 1. Introducción	2
1.1. Motivación	2
1.2. Objetivos	2
1.2.1. Objetivos Específicos.....	3
1.3. Contribuciones de esta Tesis	3
1.3.1. Artículos con factor de impacto JCR.....	3
1.3.2. Artículos en Revistas no Indexadas	4
1.3.3. Libros y Capítulos de Libro	4
1.3.4. Congresos Nacionales e Internacionales.....	5
1.4. Descripción del Documento	7
2. CAPÍTULO 2. Estado del Arte de la Investigación	10
2.1. Método de los Elementos Finitos (MEF)	10
2.1.1. Modelizado, ajuste y optimización con el MEF.	11
2.2. Combinación del MEF y técnicas avanzadas de análisis (MSR y ML) para optimizar problemas biomecánicos.	11
2.2.1. Modelizado, ajuste y optimización combinando el MEF con MSR.	11
2.2.2. Modelizado, ajuste y optimización combinando el MEF con ML.	12
2.3. Conclusiones.	13
3. CAPÍTULO 3. Metodología.....	16
3.1. Introducción	16
3.2. Metodología Propuesta	16
3.2.1. Fase 1. Modelo de Elementos Finitos (EF)	16
3.2.2. Fase 2. Obtención de los Modelos de Regresión.	17
3.2.3. Fase 3. Optimización. MSR o ML	17
3.3. Fase 1. Creación de Modelos de EF, Validación Experimental y DoE	19
3.3.1. Etapa 1.1. y Etapa 1.2. Creación y Validación del modelo de EF	19
3.2.1. Etapa 1.3. Diseño de Experimentos (DoE)	19
3.4. Fase 2. Modelos de regresión.....	23
3.4.1. Etapa 2.1. Técnicas de obtención de los modelos	23
3.4.2. Etapa 2.2. y Etapa 2.3. Entreno, testeo y validación de los modelos.....	28
3.5. Fase 3. Optimización	29
3.5.1. Método de superficie de respuesta múltiple (MSR)	29



3.5.2.	Algoritmos Genéticos (AG)	32
4.	CAPÍTULO 4. Estudio de placas de fijación en DOP canina mediante MEF	36
4.1.	Introducción.....	36
4.1.1.	Planteamiento del problema	36
4.1.2.	Anatomía de la cadera canina.....	36
4.1.3.	Displasia de cadera	37
4.1.4.	Tratamiento de la displasia de cadera.....	38
4.2.	Aplicación del Método de los Elementos Finitos (MEF)	42
4.3.	Resultados del modelo de EF	46
4.4.	Discusión y conclusiones.....	47
5.	CAPÍTULO 5. Mejora del proceso de ajuste del Modelo de EF de discos intervertebrales humanos mediante MSR.....	52
5.1.	Introducción.....	52
5.1.1.	Planteamiento del Problema	52
5.1.2.	Biomecánica del disco intervertebral (DIV).....	54
5.1.3.	Abultamiento del disco o bulge	55
5.1.4.	Comportamiento del disco intervertebral. Estudios experimentales.....	55
5.2.	Modelo de EF propuesto para el disco intervertebral.....	56
5.2.1.	Uso del MEF para modelizar el disco intervertebral lumbar.....	56
5.2.2.	Modelo de EF propuesto para el disco intervertebral.....	59
5.2.3.	Configuración del modelo de EF y tamaño de malla.....	60
5.2.4.	Dimensiones del disco intervertebral	61
5.2.5.	Aplicación de cargas y condiciones de contorno	63
5.3.	Obtención de los modelos de regresión	64
5.3.1.	Diseño de experimentos	64
5.4.1.	Resultados del modelo de EF	65
5.4.2.	Análisis de la Varianza.....	67
5.4.	Optimización	69
5.4.1.	Optimización multirespuesta	69
5.5.	Resultados y conclusiones.....	73
6.	CAPÍTULO 6. Mejora en la determinación del riesgo de daño en la UVF lumbar humana considerando la edad, altura, peso y sexo usando la combinación del MEF y MSR.....	76
6.1.	Introducción.....	76
6.1.1.	Planteamiento del Problema	76
6.1.2.	Efectos de la edad en UVF humana. Vértebras lumbares.....	78
6.1.3.	Efectos de la edad en la UVF humana. Disco Intervertebral.....	81



6.1.4.	Efectos de la edad en la UVF humana. Ligamentos.	82
6.2.	Modelo de EF propuesto para la UVF.....	86
6.2.2.	Tamaño de malla	87
6.2.3.	Dimensiones de la UVF. Vértebras y disco intervertebral.	87
6.2.4.	Aplicación de las cargas y de las condiciones de contorno.	89
6.2.5.	Validación del modelo de EF de la UVF.....	92
6.3.	Obtención de los modelos de regresión	92
6.3.1.	Diseño de experimentos (DoE)	92
6.3.2.	Resultados del modelo de EF	93
6.3.3.	Obtención de los modelos de regresión.....	95
6.3.4.	Análisis de la varianza	95
6.4.	Optimización	98
6.4.1.	Determinación del riesgo de daño en la UVF en función del IMC y MSR	98
6.5.	Conclusiones	106
7.	CAPÍTULO 7. Mejora en el proceso de diseño de un nuevo disco intervertebral artificial humano combinando técnicas de Machine Learning y el MEF.....	110
7.1.	Introducción.....	110
7.1.1.	Planteamiento del problema.....	110
7.2.	Modelo de EF propuesto. Disco intervertebral y Disco artificial.	111
7.2.1.	Disco intervertebral sano	111
7.2.2.	Tipos de disco intervertebral artificial	112
7.2.3.	Disco intervertebral artificial propuesto.....	114
7.2.4.	Vertebras, ligamentos, condiciones de contorno y cargas.	115
7.3.	Obtención de los modelos de regresión.....	116
7.3.1.	Redes neuronales artificiales (ANN) y árboles de regresión.....	116
7.3.2.	Criterio de selección del modelo.....	116
7.3.3.	Resultados del modelo de EF.	116
7.4.	Optimización del diseño de la prótesis	118
7.4.1.	Algoritmos genéticos (AG).....	118
7.5.	Conclusiones	119
3.	CAPÍTULO 8. Conclusiones y Líneas Futuras.....	122
3.1.	Conclusiones	122
3.2.	Líneas Futuras	123
8.2.1.	Aplicación en humanos	124
8.2.3.	Aplicación en animales	124
	Referencias	128



CAPITULO 1

Introducción.

“ No entiendes realmente algo a menos que seas capaz de explicárselo a tu abuela ”

Albert Einstein (1879-1955). Científico.

1. CAPÍTULO 1. Introducción

1.1. Motivación

Los estudios biomecánicos realizados por la mayoría de los investigadores se han llevado a cabo durante años de forma experimental en cadáveres humanos o bien en cadáveres de animales. Por ejemplo, en el caso del Disco Intervertebral (DIV) humano, se ha estudiado el comportamiento del mismo (rigidez y abultamientos), en cadáveres, para diferentes ensayos estandarizados (compresión, flexión, extensión, etc.). Hoy en día, por motivos de ética médica, la realización de este tipo de estudios experimentales en cadáveres humanos, está disminuyendo de forma progresiva. En cambio, muchos investigadores han llevado a cabo sus estudios con animales, cuyo comportamiento es similar al de los humanos.

Por otro lado, otros investigadores han realizado estudios para el modelizado del comportamiento biomecánico del cuerpo humano (o partes de él) mediante métodos numéricos, como por ejemplo el Método de los Elementos Finitos (MEF), el Método de los Volúmenes Finitos, Método de las Diferencias Finitas, etc. De la misma manera, también se ha utilizado esta metodología para definir el comportamiento biomecánico de diferentes partes del cuerpo de algunos animales (fracturas en caderas de perro, ovejas, etc.). El MEF es una herramienta muy valiosa para diseñar y optimizar dispositivos mecánicos, así como diferentes partes del cuerpo o incluso prótesis de rodilla, de pie o de cadera, ya que proporciona la información necesaria (tensiones, deformaciones, desplazamientos, etc.) para garantizar que el modelo de Elementos Finitos (EF) de las diferentes estructuras biomecánicas estudiadas sea lo más similar posible al comportamiento real en humanos o animales. Uno de los inconvenientes de usar el MEF es que requiere un coste computacional muy alto, así es el caso de algunas simulaciones con un comportamiento no-lineal, grandes deformaciones, etc. Por este motivo, esto hace que en ocasiones el MEF no resulte muy útil para resolver estos problemas. Esto conlleva que finalmente el proceso de diseño, análisis y optimización termine basándose únicamente en la experiencia del diseñador, así como en ensayos prueba-error. En ocasiones el ajustar diferentes parámetros de un diseño complejo como pueden ser las estructuras biomecánicas para optimizar su comportamiento, puede significar semanas o meses de simulaciones.

A pesar de que existen muchos métodos basados en la combinación de diferentes técnicas, apenas existen referencias bibliográficas en bioingeniería respecto a la combinación del MEF y técnicas avanzadas de análisis de datos como son el Método de Superficie de Respuesta Múltiple (MSR, Multi Response Surface) o el Aprendizaje Automático (ML, Machine Learning). Por este motivo en esta tesis se presenta una metodología basada en la combinación de estas técnicas (MEF y MSR o MEF y ML) como una alternativa para la modelización y optimización de diferentes problemas de biomecánica.

1.2. Objetivos

El objetivo principal de esta tesis es el planteamiento de una metodología de modelización y optimización de problemas biomecánicos que se suelen presentar de manera habitual tanto en seres humanos como en animales. La metodología se basa en el uso combinado del MEF y técnicas avanzadas de análisis de datos, como son el MSR y el ML. La metodología propuesta ha sido definida en varias fases, y en esta tesis es aplicada tanto en seres humanos como en animales.

1.2.1. Objetivos Específicos

Una vez planteada la metodología será validada aplicándola a cuatro casos prácticos. En el primer caso, solo se aplicará el MEF. Dada la necesidad del enorme coste computacional necesario para resolver este primer caso práctico de biomecánica, en los siguientes dos casos se aplicará la metodología combinando el MEF con MSR, y finalmente se aplicará, en el último de los casos, la combinación del MEF con ML. Esta metodología, se aplica en seres humanos, para el modelizado y la optimización del comportamiento biomecánico de Discos Intervertebrales humanos (DIV); así como en el modelizado y la optimización del comportamiento biomecánico de Unidades Vertebrales Funcionales (UVF) compuestas por un disco intervertebral y dos vértebras; y en el diseño de nuevos discos intervertebrales artificiales (prótesis) lumbares. En animales, la metodología propuesta se aplica al modelizado del comportamiento biomecánico de una pelvis canina, estudiando dos tipos de placas de fijación (de tipo Ventral y de tipo Lateral o también llamada DPO, **nombre que proviene de "Double Pelvic Osteotomy"**) para comprobar cual tiene una mayor rigidez estructural. Con esta metodología, se generan modelos de regresión que pueden obtener de forma más rápida las salidas (rigidez, desplazamientos, rotaciones, etc.), que también se pueden obtener con el MEF, pero reduciendo de forma considerable el coste computacional que este requiere. Una vez conseguidos los modelos de regresión se realiza la optimización de los mismos, teniendo como objetivo ajustar los parámetros del modelo MEF en cada uno de los casos estudiados con el fin de obtener el resultado más óptimo.

1.3. Contribuciones de esta Tesis

A continuación se presentan las publicaciones realizadas gracias al trabajo desarrollado en la elaboración de esta tesis doctoral.

1.3.1. Artículos con factor de impacto JCR

Las publicaciones que a continuación se detallan, están todas ellas indexadas en bases de datos internacionales (JCR, Journal Citation Reports de Thomson-Reuters) y con alto factor de impacto.

Artículo 1. **"Pelvic modelling and the comparison between plate position for double pelvic osteotomy using artificial cancellous bone and finite element analysis"**

Autores: McCartney, W., MacDonald, B., Ober, C. A., Lostado-Lorza, R., & Gómez, F. S. (2018).
Revista: *BMC veterinary research*, 14(1), 100.

Indicadores de calidad:

- Factor de Impacto JCR (Journal Citation Reports-2017): 1.958
- Factor de Impacto JCR en los últimos 5 años: 2.221
- Clasificación **"Veterinary Sciences": 20/140-Q1**

Contribuciones en este artículo: En este artículo se ha realizado una colaboración con el resto de autores para la creación de los modelos de elementos finitos así como su análisis.

Artículo 2. **"Improving the Process of Adjusting the Parameters of Finite Element Models of Healthy Human Intervertebral Discs by the Multi-Response Surface Method"**.

Autores: Gómez, F., Lorza, R., Bobadilla, M., & García, R. (2017).
Revista: *Materials*, 10(10), 1116.

Indicadores de calidad:

- Factor de Impacto JCR (Journal Citation Reports-2017): 2.467
- Factor de Impacto JCR en los últimos 5 años: 3.325
- Clasificación **"General Materials Science": 111/285-Q2**

Contribuciones en este artículo: En este artículo se ha realizado una colaboración con el resto de autores para la creación de los modelos de elementos finitos así como su validación y posterior análisis, interpretación de los datos y preparación del manuscrito.

Artículo 3. “Improvement in determining the risk of damage to the human lumbar functional spinal unit considering age, height, weight and sex using a combination of FEM and RSM”

Autores: Somovilla-Gómez, F., Lostado-Lorza, R., Corral-Bobadilla, M., & Escribano-García, R. (2019).

Revista: *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 1-37.

Indicadores de calidad:

- Factor de Impacto JCR (Journal Citation Reports-2017): 3.212
- Factor de Impacto JCR en los últimos 5 años: 3.451
- Clasificación, “**Engineering Biomedical**”: 20/78-Q2

Contribuciones en este artículo: En este artículo se ha realizado una colaboración con el resto de autores para la creación de los modelos de elementos finitos así como su validación y posterior análisis, interpretación de los datos y preparación del manuscrito.

1.3.2. Artículos en Revistas no Indexadas

A continuación se presentan las publicaciones realizadas en Revistas no indexadas que también se derivan del trabajo de esta tesis doctoral:

Artículo 4. “The process of designing a rotating platform artificial knee prosthesis with posterior stabilizers by finite element analysis”

Autores: Íñiguez-Macedo, S., Somovilla-Gómez, F., Lostado-Lorza, R., Corral-Bobadilla, M., Martínez-Calvo, M. Á., & Sanz-Adán, F. (2018).

Revista: *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 12(3), 853-864.

Contribuciones en este artículo: En este artículo se ha realizado una colaboración con el resto de autores para la creación de los modelos de elementos finitos así como su validación y posterior análisis, interpretación de los datos y preparación del manuscrito.

Artículo 5. “Study of Different Biomaterials for Artificial Lumbar Disc Prosthesis using FEM.”

Autores: Somovilla Gómez, F., Lostado Lorza, R., Corral Bobadilla, M., López González, L. M., Cristobal, G., Antonio, J., & Fernández Martínez, R. (2015).

Revista: In *Applied Mechanics and Materials* (Vol. 799, pp. 483-487). Trans Tech Publications.

Contribuciones en este artículo: En este artículo se ha realizado una colaboración con el resto de autores para la creación de los modelos de elementos finitos así como su validación y posterior análisis, interpretación de los datos y preparación del manuscrito.

1.3.3. Libros y Capítulos de Libro

Libro 1

Somovilla Gómez, F. (2015). Aplicación del MEF en el diseño y cálculo de prótesis de disco intervertebral. I.S.B.N. Nº: 978-84-606-8068-0; DEPÓSITO LEGAL: LR-457-2015

Capítulo de libro 1.

Lorza, R. L., Gómez, F. S., Martínez, R. F., García, R. E., & Bobadilla, M. C. (2016, Octubre). Improvement in the Process of Designing a New Artificial Human Intervertebral Lumbar

Disc Combining Soft Computing Techniques and the Finite Element Method. In *International Joint Conference SOCO'16-CISIS'16-ICEUTE'16* (pp. 223-232). Springer, Cham.

Capítulo de libro 2.

Íñiguez-Macedo, S., Somovilla-Gómez, F., Lostado-Lorza, R., Corral-Bobadilla, M., Martínez-Calvo, M. Á., & Sanz-Adán, F. (2017). The design of a knee prosthesis by Finite Element Analysis. In *Advances on Mechanics, Design Engineering and Manufacturing* (pp. 447-455). Springer, Cham.

Capítulo de libro 3.

Somovilla-Gómez, F., Lostado-Lorza, R., Íñiguez-Macedo, S., Corral-Bobadilla, M., Martínez-Calvo, M. Á., & Tobalina-Baldeón, D. (2017). Using the Finite Element Method to Determine the Influence of Age, Height and Weight on the Vertebrae and Ligaments of the Human Spine. In *Advances on Mechanics, Design Engineering and Manufacturing* (pp. 489-498). Springer, Cham.

Capítulo de libro 4.

Gómez, F. S., Lorza, R. L., Martínez, R. F., Bobadilla, M. C., & García, R. E. (2016, Abril). A proposed methodology for setting the finite element models based on healthy human intervertebral lumbar discs. In *International Conference on Hybrid Artificial Intelligence Systems* (pp. 621-633). Springer, Cham.

1.3.4. Congresos Nacionales e Internacionales

Además, se han presentado trabajos relacionados con esta tesis en los siguientes Congresos nacionales e internacionales.

Título del Trabajo: “Estudio de la influencia del sexo, edad, peso y estatura en la unidad vertebral funcional lumbar mediante el método de los elementos finitos”.

Nombre del congreso: CNIM 2018. XXII Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica.

Ciudad de celebración: Madrid, España

Fecha de celebración: 19/09/2018

Fecha de finalización: 21/09/2018

Entidad organizadora: Asociación Española de Ingeniería Mecánica y UNED; ISSN: 0212-5072

Autores: Fátima Somovilla Gómez, Rubén Lostado Lorza, Rubén Escribano García, Marina Corral Bobadilla

Título del trabajo: “Finite Element Method application to solve biomechanical problems”.

Nombre del congreso: The 5th QUAESTI Scientific Conference - Multidisciplinary Studies and Approaches. QUAESTI 2017

Ciudad de celebración: Eslovaquia (online)

Fecha de celebración: 9/12/2017

Fecha de finalización: 16/12/2017

Entidad organizadora: Publishing Society y The-science.com

Autores: Rubén Lostado-Lorza, Fátima Somovilla-Gómez, Marina Corral-Bobadilla, Saúl Íñiguez-Macedo, Ignacio Javier Eguía-Camero, Roberto Fernández Martínez.

Título del trabajo: FEM study on vertebrae and ligaments human spine Influence of the age, height and weight.

Nombre del congreso: The 5th QUAESTI Scientific Conference - Multidisciplinary Studies and Approaches. QUAESTI 2017

Ciudad de celebración: Eslovaquia (online)

Fecha de celebración: 9/12/2017

Fecha de finalización: 16/12/2017

Entidad organizadora: Publishing Society y The-science.com

Autores: Fátima Somovilla-Gómez, Rubén Lostado-Lorza, Marina Corral-Bobadilla, Saúl Íñiguez-Macedo, Ignacio Javier Eguia-Camero, Roberto Fernández Martínez.

Título del trabajo: Improvement in the process of designing a new artificial human intervertebral lumbar disc combining soft computing techniques and the finite element method.

Nombre del congreso: SOCO 2016. 11TH International Conference on Soft Computing Models in Industrial and Environmental Applications.

Ciudad de celebración: San Sebastián, País Vasco, España.

Fecha de celebración: 19/10/2016

Fecha de finalización: 21/10/2016

Entidad organizadora: Universidad del País Vasco.

Autores: Rubén Lostado Lorza, Fátima Somovilla Gómez, Roberto Fernández Martínez, Rubén Escribano García and Marina Corral Bobadilla.

Título del trabajo: The design of a knee prosthesis by Finite Element Analysis

Nombre del congreso: International Joint Conference on Mechanics, Design Engineering & Advanced Manufacturing. JCM 2016

Ciudad de celebración: Catania, Italia

Fecha de celebración: 14/09/2016

Fecha de finalización: 16/09/2016

Entidad organizadora: Universidad de Catania

Autores: Saúl Íñiguez Macedo; Fátima Somovilla Gómez; Rubén Lostado Lorza; Marina Corral Bobadilla; María Ángeles Martínez Calvo; Félix Sáenz Adán.

Título del trabajo: Using the Finite Element Method to Determine the Influence of Age, Height and Weight on the Vertebrae and Ligaments of the Human Spine

Nombre del congreso: International Joint Conference on Mechanics, Design Engineering & Advanced Manufacturing. JCM 2016

Ciudad de celebración: Catania, Italia

Fecha de celebración: 14/09/2016

Fecha de finalización: 16/09/2016

Entidad organizadora: Universidad de Catania.

Autores: Fátima Somovilla Gómez; Rubén Lostado Lorza; Saúl Íñiguez Macedo; Marina Corral Bobadilla; María Ángeles Martínez Calvo; Daniel Tobalina Baldeón.

Título del trabajo: A Proposed Methodology for Setting the Finite Element Models Based on Healthy Human Intervertebral Lumbar Discs.

Nombre del congreso: HAIS 2016. The 11th International Conference on Hybrid Artificial Intelligence Systems

Ciudad de celebración: Sevilla, Andalucía, España.

Fecha de celebración: 18/04/2016

Fecha de finalización: 20/04/2016

Entidad organizadora: Universidad Pablo Olavide.

Autores: Fátima Somovilla Gómez, Rubén Lostado Lorza, Roberto Fernández Martínez, Marina Corral Bobadilla and Rubén Escribano García.

Título del trabajo: Study of different biomaterials for Artificial Lumbar Disc Prosthesis using FEM.

Nombre del congreso: ICMET 2015. 7th International Conference on Mechanical and Electrical Technology.

Ciudad de celebración: Bali, Indonesia.

Fecha de celebración: 1/07/2015

Fecha de finalización: 2/07/2015

Autores: Fátima Somovilla Gómez, Rubén Lostado Lorza, Marina Corral, Luis María López González, José Antonio Gómez Cristóbal and Roberto Fernández Martínez.

1.4. Descripción del Documento

A continuación se explica de forma breve la estructura del resto del documento de esta tesis.

Capítulo 2. Estado del Arte

En el Capítulo 2 se presenta el Estado del Arte de la tesis donde se expone una compilación o resumen de los resultados de otras investigaciones realizadas por otros autores, en las que se ha usado la metodología propuesta en esta tesis doctoral, mediante una exhaustiva revisión bibliográfica.

Capítulo 3. Metodología

En el Capítulo 3 se presenta de forma detallada la metodología de modelización y optimización basada en la aplicación del MEF combinada con técnicas avanzadas de análisis de datos, como son el MSR y el ML. Se explican los diferentes pasos seguidos para la aplicación de la metodología y que posteriormente se aplicará en cuatro casos prácticos que se detallan en los capítulos posteriores.

Capítulo 4. Fijación de Doble Osteotomía Pélvica.

En este capítulo, se aplica el MEF para el analizar las diferencias de rigidez, entre dos placas de fijación para una osteotomía pélvica canina. El objetivo del estudio es analizar la diferencia de rigidez, bajo las diferentes cargas aplicadas, entre una placa de fijación lateral y una ventral con tornillos sin bloqueo. El estudio con el MEF, permite demostrar que la rigidez de la placa ventral o lateral puede ser la misma, aunque esta primera proporciona una fijación más flexible y reduce el aflojamiento de los tornillos. Es por esto que la placa ventral podría ser la mejor solución para corregir la displasia de cadera en los perros mediante una Doble Osteotomía Pélvica (DOP).

Capítulo 5. Mejora del proceso de ajuste del MEF de Discos Intervertebrales humanos mediante el Método de Superficie de Respuesta.

En el Capítulo 5 se aplica la metodología propuesta mediante la combinación del MEF y MSR con funciones de deseabilidad para obtener los parámetros más adecuados para definir el comportamiento de los modelos de EF de un disco intervertebral humano. Este método de ajuste se aplicó a un DIV humano de tamaño medio correspondiente a nivel lumbar L3-L4.

Capítulo 6. Mejora en la determinación del riesgo de daño en la UVF lumbar humana considerando la edad, altura, peso y sexo usando la combinación del MEF y MSR.

En el Capítulo 6 se aplica la metodología propuesta mediante la combinación del MEF y MSR para determinar el daño ocasionado en la UVF lumbar humana (consta de dos vértebras, el disco intervertebral y los ligamentos que las unen) en función de la edad, altura, peso y sexo de cada individuo. El trabajo se centra en una UVF de tamaño medio que pertenece al nivel lumbar L3-L4. Además, se propone un método de optimización para la mejora en la determinación del daño que se produce en la columna basado en el Índice de Masa Corporal (IMC).

Capítulo 7. Mejora en el proceso de diseño de un nuevo disco intervertebral artificial humano combinando técnicas de Machine Learning y el MEF.

En el Capítulo 7, se presenta como se aplica la metodología propuesta para el diseño de un disco artificial o prótesis lumbar mediante la combinación de MEF y técnicas de "Machine Learning", generando los modelos de predicción usando redes neuronales (ANN, Artificial Neural Networks)

y árboles de regresión (RT, Regression Trees). Además, se lleva a cabo una optimización de la geometría de la prótesis de disco, mediante la aplicación de Algoritmos Genéticos (AG).

Capítulo 8. Conclusiones y Líneas Futuras

En el Capítulo 8 se exponen las conclusiones generales de la metodología de resolución propuesta (MEF y MSR o MEF y ML), así como los posibles desarrollos de trabajos futuros que han surgido de esta tesis.

CAPITULO 2

Estado del Arte.

“ Para entender todo, es necesario olvidarlo todo”

Buda (558-478 a.C.), Sabio. Fundador del Budismo.

2. CAPÍTULO 2. Estado del Arte de la Investigación

2.1. Método de los Elementos Finitos (MEF)

El Método de los Elementos Finitos (MEF), es un método numérico que permite resolver, de manera aproximada, cualquier problema físico planteado, en diferentes ámbitos como el de la física, la ingeniería, la biomecánica, etc. mediante ecuaciones diferenciales parciales. Las ventajas más importantes que han permitido que la utilización del MEF sea ampliamente aceptado en el campo de la ingeniería mecánica en las últimas décadas han sido [1]:

- ✓ Verificar la respuesta del problema físico de una manera rápida ante diferentes condiciones de contorno.
- ✓ Reducir el número de ensayos y de prototipos requeridos, lo que implica una importante reducción de coste y tiempo.
- ✓ Obtención de los campos de desplazamientos, temperaturas, deformaciones, etc. de una manera rápida y precisa.
- ✓ Identificar las zonas más solicitadas del problema.

Los problemas se pueden clasificar, de manera general, como problemas lineales o problemas no lineales. La mayoría de las veces, los problemas biomecánicos suelen presentar un comportamiento no-lineal complejo, el cual dificulta enormemente la convergencia de los modelos planteados, lo que requiere un coste computacional muy alto. La búsqueda de la solución aproximada para este tipo de problemas con no linealidades se realiza mediante métodos numéricos avanzados basados en el algoritmo de Newton-Raphson. Las no linealidades que pueden presentarse habitualmente en los problemas biomecánicos suelen ser:

- Contactos mecánicos (cambios de status).
- No linealidades de tipo geométrico.
- Comportamiento de material (plasticidad, viscoelasticidad, etc.).
- Situaciones de pandeo (huesos largos sometidos a compresión).
- Grandes desplazamientos y deformaciones (elastómeros, tejidos biológicos).

La utilización del MEF sin el apoyo de ninguna otra técnica para la optimización de problemas biomecánicos o el ajuste de parámetros de sus modelos de EF (es decir, de modo prueba-error), es la mayoría de las veces, un proceso poco eficiente que requiere un coste computacional muy elevado. Estos procesos de ajuste u optimización se ven amplificadas cuando los problemas a optimizar son no lineales, o cuando el número de parámetros del modelo de EF a ajustar es muy elevado. La mayoría de los problemas biomecánicos planteados con el MEF deben ser considerados como problemas no lineales debido a que:

- ✓ El comportamiento del tejido orgánico suele ser modelizado mediante el MEF como si se tratase de un material viscoelástico.
- ✓ Se suelen considerar los contactos mecánicos cuando, por ejemplo, se estudia el comportamiento con el MEF de placas de fijación o prótesis en fracturas de huesos.
- ✓ Los tejidos orgánicos modelizados con el MEF suelen sufrir en la mayoría de las ocasiones grandes desplazamientos y deformaciones.

Estos últimos años se ha demostrado que las técnicas avanzadas de análisis de datos, como son el Método de Superficie de Respuesta Múltiple (MSR) o el Machine Learning (ML), han sido utilizadas con éxito en combinación con el MEF para la modelización, ajuste y optimización de

problemas lineales o no lineales en el ámbito de la ingeniería mecánica como por ejemplo, la optimización de las condiciones de trabajo en rodamientos [2–5], caracterización de materiales [6,7], uniones soldadas [8–10] o el diseño y optimización de servo frenos [11]. La construcción de modelos de regresión basados en MSR y ML es una buena estrategia para reducir la cantidad de simulaciones necesarias para modelizar, ajustar y optimizar los modelos de EF. A pesar de ser una metodología exitosa para resolver problemas en el campo de la ingeniería mecánica, existen muy pocos trabajos de investigación en los cuales se ha aplicado para la resolución de problemas biomecánicos.

2.1.1. Modelizado, ajuste y optimización con el MEF.

Tal y como se ha mencionado, el MEF tiene el inconveniente de requerir un coste computacional muy elevado cuando el problema planteado es un problema no lineal (como es el caso de los problemas biomecánicos). No obstante, hay algunos autores que han utilizado el MEF sin el apoyo de ninguna metodología adicional para modelizar, ajustar y optimizar problemas biomecánicos. El ajuste y optimización de los problemas biomecánicos, la mayoría de las veces, se resuelve mediante la parametrización de los modelos de elementos finitos generados a partir de dicho problema. Uno de los primeros trabajos en los que se optimizó un problema biomecánico con el MEF, fue el estudio realizado por Kowalczyk et al. [12]. En este caso, mediante un modelo MEF parametrizado y un análisis de sensibilidad de los parámetros geométricos más significativos, se analiza la distribución de tensiones tangenciales alrededor del conjunto fémur-implante, causa principal de fallo. La optimización de las propiedades de la prótesis de cadera, especialmente sus parámetros geométricos, es la forma correcta de mejorar su fiabilidad. Autores como Kong et al. [13] encontraron, a partir de modelos MEF parametrizados, el paso de rosca óptimo que han de tener una serie de implantes dentales. Otros autores como Du et al. [14] estudiaron la biomecánica **de las facetas articulares ("facets") de una unidad vertebral funcional (UVF) humana** para las vértebras L1-S1. En este caso, a partir de un modelo parametrizado de UVF se demuestra que la presión de contacto, la carga sobre las facetas articulares y el área de contacto, pueden proporcionar muchísima información sobre el papel que juegan estas facetas articulares en la biomecánica de la UVF. Más recientemente, Zhou y Willing [15] han realizado un estudio mediante un modelo de EF parametrizado para dilucidar cómo la geometría de una prótesis de columna vertebral influye en la biomecánica de la UVF. Otros autores como Jabran et al. [16] en 2019 realizaron un estudio parametrizado de un modelo de EF con el objetivo de optimizar el diseño de placas de fijación para un húmero proximal con el fin de mejorar su rendimiento mecánico. Finalmente, otros autores como Tucker et al. [17] en 2019 estudiaron, a partir de un modelo de EF parametrizado de un fémur fracturado, todas las combinaciones según un rango de variables del implante, para nueve fracturas proximales estándar del fémur. En este análisis de EF se considera la carga máxima simulada durante la marcha, se determina también los movimientos interfragmentarios, así como las tensiones máximas en las placas de fijación y en los tornillos.

2.2. Combinación del MEF y técnicas avanzadas de análisis (MSR y ML) para optimizar problemas biomecánicos.

En los siguientes apartados, se citan y se comentan algunos de los trabajos de investigación más recientes en los que se ha utilizado la combinación del MEF con técnicas avanzadas de análisis de datos como es el MSR o la ML para modelizar, ajustar u optimizar problemas biomecánicos.

2.2.1. Modelizado, ajuste y optimización combinando el MEF con MSR.

Algunos autores utilizan técnicas basadas en MSR (o similares) para modelizar, ajustar u optimizar problemas biomecánicos. Así, por ejemplo, Lin et al. [18] propusieron una mejora en los implantes

odontológicos mediante la utilización de un Material Funcional Graduado (MFG). Un MFG puede variar sus propiedades mecánicas hasta coincidir de manera aproximada a las características biomecánicas requeridas en diferentes regiones del hueso en el que se aloja. En este caso, el MSR en combinación con el MEF, se usa para encontrar el diseño óptimo del implante frente a varios diseños de MFG propuestos. Otros autores como Jahan y Bahraminasab [19] realizaron un análisis multicriterio para mejorar el diseño de la componente femoral de una prótesis de rodilla. En este caso, tuvieron en consideración cómo influye la geometría de la prótesis así como su material, sobre la estabilidad mecánica del implante y las tensiones biomecánicas obtenidas. El análisis ANOVA realizado en este estudio desveló que la forma interna del componente femoral influye notablemente sobre el rendimiento de la prótesis. Autores como Hayashi y Obinata [20] realizaron una optimización multiobjetivo basada en la combinación del MEF y MSR con funciones de deseabilidad de la estructura de un pie protésico para un amputado transfemoral, en función de los movimientos de salto. Como resultado del estudio se obtuvo un diseño óptimo del pie protésico, a partir de las variables de diseño de dicho pie, basadas en la evaluación de los resultados obtenidos mediante la simulación del modelo de EF propuesto. Más recientemente, Wee et al. [21] en 2017 desarrollaron modelos matemáticos (polinomios cuadráticos de segundo grado) para predecir la relación existente entre los parámetros de configuración de placas de bloqueo para fracturas de huesos largos, con las tensiones y deformaciones de las placas a partir de un modelo MEF. El modelo MEF fue validado experimentalmente mediante un tubo de PVC que simuló el comportamiento de un hueso largo.

2.2.2. Modelizado, ajuste y optimización combinando el MEF con ML.

De manera similar al trabajo propuesto por Lin et al. [18], Sadollah y Bahreininejad [22], estudiaron la aplicación del MFG en implantes dentales, y optimizaron el diseño de estos mediante la combinación del MEF, los modelos regresores obtenidos por Lin et al. [18] y técnicas basadas en ML (AG, Algoritmos Genéticos). Los resultados obtenidos por estos últimos autores mejoraron notablemente los resultados obtenidos por los autores anteriores. Investigadores como Amaritsakul et al. [23] realizaron una optimización multiobjetivo de los tornillos de fijación pediculares en fracturas de columna vertebral, mediante técnicas basadas en ML (Redes Neuronales Artificiales (ANN, Artificial Neural Networks) y AG) y el MEF. El diseño óptimo obtenido en el estudio tenía una vida útil a fatiga significativamente mayor a aquella obtenida por los tornillos para los que no se aplicó la optimización. Poco después, investigadores como Ardestani et al. [24] utilizaron la combinación del MEF y técnicas basadas en ML (ANN y AG) para modelizar y optimizar la marcha humana, aplicando esta metodología a la rehabilitación de rodilla. Más recientemente, Cilla et al. [25] han utilizado técnicas basadas en ML (ANN y AG) y MEF para optimizar prótesis de cadera de tallo corto. El objetivo en este caso es el de optimizar la geometría de la prótesis de tal forma, que la longitud del tallo del implante, así como la superficie en contacto con el hueso, fuesen las mínimas posibles. Otros autores como Karimi et al. [26] en 2018 utilizaron una combinación del MEF, técnicas basadas en ML (ANN) y datos clínicos para modelizar el comportamiento biomecánico de córneas sanas y queratoconicas (no simétricas). Los resultados obtenidos han demostrado que los modelos regresores basados en ANN presentan una capacidad de precisión en su predicción frente a datos clínicos muy elevada (95.5%). Finalmente, Koh et al. [27] en 2019 ha utilizado técnicas basadas en ML (AG y modelos regresores) combinadas con el MEF para optimizar el diseño y evaluar la estabilidad biomecánica de una placa corta para osteotomía tibial alta (HTO, High Tibial Osteotomy) en humanos.

2.3. Conclusiones.

Tal y como se ha observado, hasta la fecha no se han publicado muchos estudios y los pocos que existen son muy recientes, en los que el MEF, el MSR y el ML hayan sido aplicados para modelizar, ajustar u optimizar problemas biomecánicos. Debido a la falta de una metodología específica que pueda resolver problemas biomecánicos, esta tesis propone una metodología para modelizar, ajustar u optimizar problemas biomecánicos mediante la combinación del MEF, el MSR y el ML. La metodología se aplica a cuatro casos diferentes para la resolución de problemas biomecánicos:

- ✓ Modelizado del comportamiento biomecánico de placas de doble osteotomía de una pelvis canina mediante el MEF.
- ✓ Modelizado y ajuste de los parámetros que definen el comportamiento biomecánico de un disco intervertebral humano mediante el MEF y MSR.
- ✓ Modelizado del comportamiento biomecánico de una Unidad Vertebral Funcional (UVF) humana mediante el MEF y MSR.
- ✓ Modelizado y optimización de una prótesis de disco intervertebral humana mediante el MEF y ML.



CAPITULO 3

Metodología.

“ En la vida no hay nada que temer,
solo hay que comprender ”

Marie Curie (1867-1934). Científica y Premio Nobel (Física y Química).

3. CAPÍTULO 3. Metodología

3.1. Introducción

El trabajo que se propone en esta tesis plantea una metodología de modelización y optimización de problemas biomecánicos que se presentan tanto en seres humanos como en animales. La metodología se basa en la aplicación del Método de los Elementos Finitos (MEF) combinado con técnicas avanzadas de análisis de datos, como son el Método de la Superficie de Respuesta Múltiple (MSR) y el Machine Learning (ML). La metodología se aplica en el modelizado y en la optimización del comportamiento biomecánico de diferentes casos planteados: Disco Intervertebral, Unidad Vertebral Funcional, etc. En definitiva, se trata de resolver el problema solventando el alto costo computacional que tienen las simulaciones realizadas con el MEF, debido a no linealidades, grandes deformaciones o contactos mecánicos del modelo, comportamientos del material hiperelástico, etc. Es por este motivo por lo que depender sólo de la simulación numérica para diseñar, simular u optimizar un modelo no resulta práctico. Para resolver este problema se puede optar por una alternativa como son los Metamodelos (modelo de modelos), lo que permite la utilización conjunta del MEF y las Técnicas de Regresión o Machine Learning (ML) con las que se pueden generar modelos matemáticos que simplifican el coste computacional y aportan conocimiento de los modelos de Elementos Finitos (EF), pero de forma más simplificada. Estos modelos pueden ser usados para la optimización de los parámetros del problema, como, por ejemplo, optimizar el diseño de una prótesis, o para obtener los parámetros de los materiales más apropiados para la definición del comportamiento de los modelos de EF del disco intervertebral humano. El fin de este trabajo es aplicar la metodología propuesta para obtener los modelos que permitan hacer las predicciones más rápidas y de forma más precisa de las variables planteadas en cada caso.

3.2. Metodología Propuesta

La metodología propuesta está dividida principalmente en tres fases, las cuales constan a su vez de diferentes etapas (ver Figura 3-1). La primera fase se centra en la creación de los modelos de EF, mientras que la segunda fase se centra en la obtención de los modelos de predicción mediante regresión, árboles de decisión, redes neuronales, etc. y, finalmente, en una tercera fase se realiza la optimización utilizando la metodología de superficie de respuesta múltiple (MSR) o Algoritmos Genéticos (AG). Esta metodología se aplica en esta tesis tanto en seres humanos como en animales. En el caso de los seres humanos se aplica para el modelizado y optimización del comportamiento biomecánico de Discos Intervertebrales Lumbares (DIV) y de Unidades Vertebrales Funcionales (UVF). En el caso de los animales, la metodología propuesta se aplica al modelizado del comportamiento biomecánico de una pelvis canina con dos tipos diferentes de placas de fijación (Ventral y DPO).

3.2.1. Fase 1. Modelo de Elementos Finitos (EF)

En la primera fase, el objetivo a conseguir es la creación de los modelos de elementos finitos, a partir de imágenes digitalizadas. Una vez que generado el modelo de EF, se debe proceder a su validación comparando los resultados de las simulaciones del MEF con los datos experimentales obtenidos de la literatura, en el caso de humanos, o, en el caso de animales, mediante ensayos experimentales en el laboratorio. Todos los modelos de EF desarrollados en esta tesis (humanos y animales) se validan mediante diferentes ensayos normalizados. Si el error cometido entre los resultados obtenidos del MEF y los datos experimentales está por debajo de un umbral considerado como válido (en la mayoría de los casos estudiados en esta tesis, del 10%), el modelo se considerará válido, en caso contrario habría que ser de nuevo ajustado y refinado hasta que

el error se encuentre por debajo el umbral que se ha considerado como válido. Cabe señalar que, en la tipología de problemas a resolver, un modelo de EF con un porcentaje de error menor o igual al 10% puede ser considerado como muy bueno.

Una vez validado el modelo de EF con datos experimentales, se procede a la fase de simulación ante los diferentes parámetros de estudio considerados. Estos parámetros de estudio son definidos mediante un diseño de Experimentos (DoE) con el fin de abarcar todo el espacio de posibilidades de estudio posible (matriz de experimentos).

3.2.2. Fase 2. Obtención de los Modelos de Regresión.

A partir de los resultados obtenidos, parámetros y restricciones de los modelos de EF se obtienen las bases de datos de entrenamiento y testeo, las cuales servirán para generar y validar los modelos de regresión. Los modelos de regresión, serán obtenidos (fase de entrenamiento) a partir de las entradas (o parámetros de configuración de cada uno de los modelos EF) y las salidas o resultados de cada una de las simulaciones de éstos modelos de EF. De manera generalizada, se obtiene un modelo de regresión para cada una de las salidas del modelo de EF, a partir de los **parámetros de configuración, mediante el paquete de software "R"** [28].

Para validar dichos modelos de regresión (fase de testeo), se generan nuevos modelos de EF, los cuales no han sido usados en la fase de entrenamiento. Dichos modelos de EF están definidos mediante otros parámetros de configuración totalmente diferentes a los de aquellos modelos de EF que fueron utilizados en la fase de entrenamiento. Los datos de entrenamiento son usados para generar el modelo y los datos de testeo o validación para comprobar su capacidad de predicción.

3.2.3. Fase 3. Optimización. MSR o ML

La última fase de la metodología aplicada en esta tesis, es la optimización. Para esta fase se utilizan las técnicas de optimización MSR o ML, para los diferentes problemas estudiados, según se explica en los siguientes puntos de este capítulo.

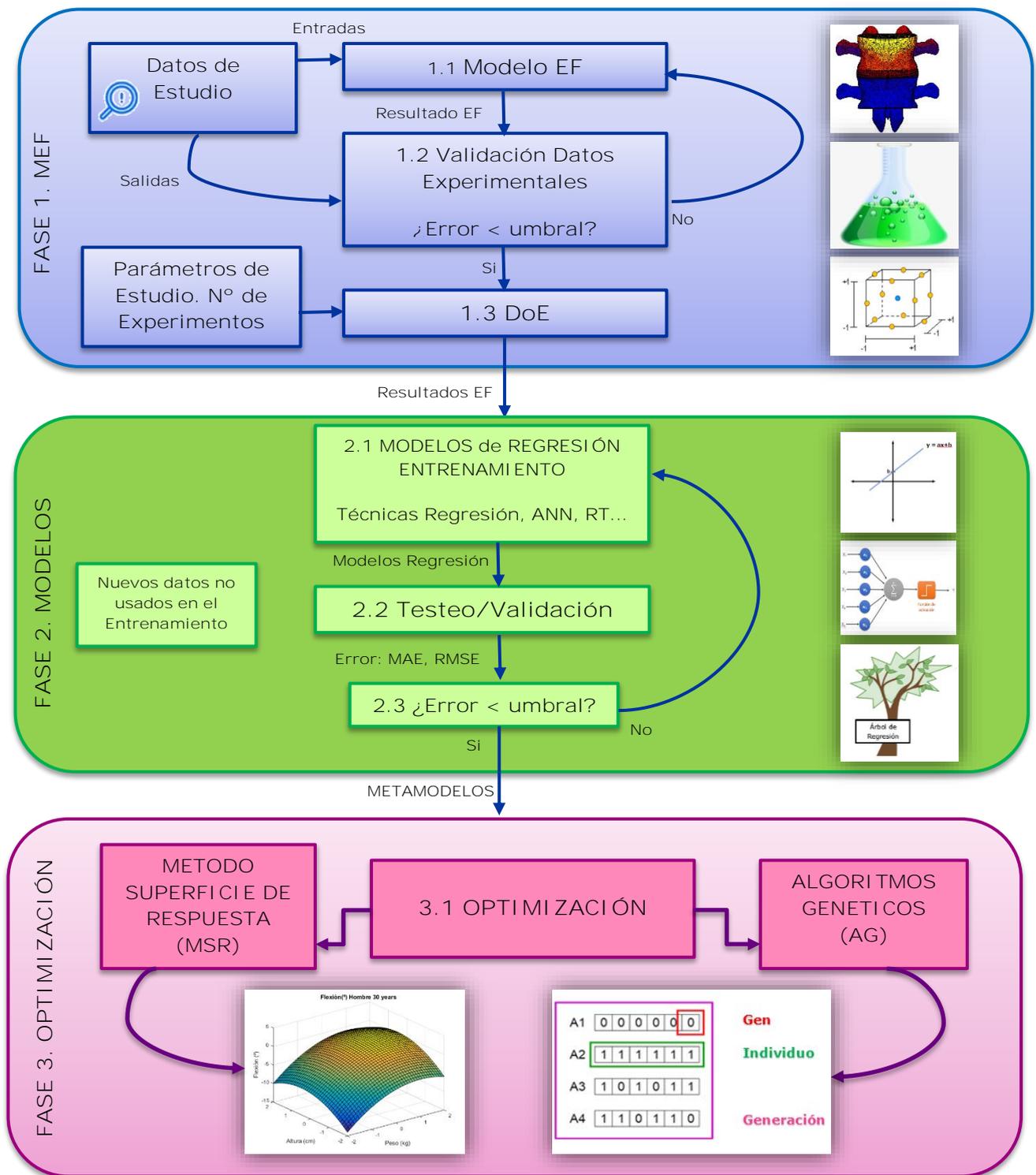


Figura 3-1. Esquema general de la Metodología Propuesta

3.3. Fase 1. Creación de Modelos de EF, Validación Experimental y DoE

3.3.1. Etapa 1.1. y Etapa 1.2. Creación y Validación del modelo de EF

A lo largo de los años, muchos investigadores han utilizado el MEF como una alternativa para reducir costos durante las fases de diseño y optimización de problemas mecánicos y biomecánicos. El MEF se usa ampliamente para analizar problemas de ingeniería que son demasiado complicados de resolver con métodos analíticos clásicos. El objeto de su aplicación es reducir los gastos incurridos por las pruebas experimentales.

En esta tesis la creación de los modelos de EF se realiza para poder relacionar las cargas y momentos que actúan con las tensiones y deformaciones, que dichas cargas provocan sobre las diferentes geometrías a estudiar, y que en este caso son el DIV, la UVF, cadera canina con dos placas de fijación distintas, y prótesis de disco intervertebral. Para ello es necesario acudir a técnicas que permitan estimar dichos valores a partir de las propiedades mecánicas de los materiales y características geométricas de los elementos, coeficientes de fricción y los diferentes parámetros que actúan sobre estos como son la fuerza, propiedades mecánicas, contactos mecánicos, condiciones de contorno, etc.

Una de las técnicas de análisis que más se utiliza hoy en día para tratar este problema es el MEF. Este método aborda la resolución del estado tensión-deformación de estructuras complejas sometidas a cargas mediante la descomposición del modelo en un conjunto de elementos conexiónados entre sí, malla de elementos finitos, para los que se resuelven de forma aproximada las ecuaciones que proporciona la ciencia de materiales. Muchos investigadores, han aplicado este tipo de análisis mediante el modelado de EF, sobre todo para resolver problemas biomecánicos como en el caso estudios de pie durante la bipedestación [29], prótesis de rodilla [30], prótesis de cadera [31], implantes de dedo [32], o en el caso de predicciones de fallo de DIV [33], etc., todo ello debido a su especial dificultad dada la complejidad geométrica de estas estructuras (huesos, disco intervertebral, etc.) y el comportamiento lineal de sus materiales.

Una vez que el MEF es generado, es necesario validar el mismo comparando los resultados obtenidos en el modelo de EF y los resultados experimentales, para que el comportamiento del modelo sea lo más parecido al comportamiento experimental, sin superar un umbral de error determinado. La validación de los modelos en esta tesis se realiza mediante la comparación de los resultados obtenidos en el MEF con datos experimentales obtenidos en el laboratorio o datos obtenidos de diferentes autores encontrados en una extensa literatura.

3.2.1. Etapa 1.3. Diseño de Experimentos (DoE)

El uso del MEF permite estudiar gran variedad de problemas pero en muchos casos tiene un alto coste computacional, lo que limita el número de simulaciones. Por eso es fundamental determinar el número óptimo de estas simulaciones, así como sus configuraciones para que la investigación del proceso se realice en un tiempo razonable.

El diseño de experimentos (DoE, Design of Experiments), se define como una metodología para aplicar sistemáticamente la estadística al proceso de experimentación [34]. El principal objetivo del DoE es ayudar a planificar los experimentos a realizar de una forma más óptima, de modo que se minimice el coste de la experimentación, así como el error experimental que se produce (o en el caso del MEF el coste computacional). El DoE consiste en realizar una serie de pruebas en las que se inducen cambios deliberados a las variables de un proceso (entradas) para poder identificar las causas de los cambios en la respuesta elegida (salida) [35]. La técnica considera

un proceso como una “caja negra”, en el cual existen una o más variables independientes o entradas y una o más variables dependientes o respuestas que dependen del valor de las entradas, así como otras variables que influyen en el proceso. Algunas de estas variables son controlables y otras no (ruido). La relación entre las entradas y las respuestas no tiene por qué ser conocida.

Con la aplicación del DoE se puede determinar qué variables se pueden manipular y de qué manera hacerlo, así como cuantas veces hay que repetir el experimento y en qué orden hacerlo para poder determinar una relación causa-efecto entre las variables de entrada y las salidas. Las variables de entrada se conocen también como factores y los diferentes valores que pueden tomar se denominan niveles. En el caso de esta tesis se pretende obtener una ecuación polinómica (modelo regresor) que modele el comportamiento de la respuesta de un proceso cuando se varían los factores. La elección del diseño de experimentos, por lo tanto, está asociada directamente a un modelo matemático, que relaciona la respuesta con los diferentes factores. Existen diferentes tipos de DoE, como los que ofrecen un modelo matemático lineal de la respuesta y que pueden ser de tipo factorial, ortogonales de Taguchi, Plackett-Burman, etc. Otros diseños permiten ajustar modelos de orden superior, como por ejemplo los de segundo orden como son los diseños compuestos centrales (CCD) y diseños de tipo Box-Behnken (BBD), que son muy utilizados en metodologías MSR, en zonas cercanas al óptimo. Para generar cualquier tipo de DoE se necesita construir una matriz de experimentos, en la que en la que cada fila se corresponden con los experimentos y cada columna a las diferentes variables o factores [36]. La información que aporta esta matriz se puede representar en un espacio con tantas dimensiones (k) como factores o variables tiene el experimento. Por lo tanto k es el número de factores que se representan como ejes de coordenadas y los experimentos se corresponden con puntos en el espacio.

Existen diferentes técnicas para la elección del DoE en función de las combinaciones de sus factores a estudiar y que se explican a continuación.

Diseño factorial completo

Un diseño factorial es aquel que se usa generalmente para comprender el efecto de dos o más variables independientes (entradas o factores) respecto de una variable dependiente (respuesta). Por ejemplo un diseño factorial de dos niveles y k factores se representa por 2^k , o de tres niveles 3^k , etc.

- **Dos niveles**

En un diseño factorial 2^k , existen dos niveles, uno alto (+1) y otro bajo (-1). Las diferentes combinaciones posibles entre los k factores podrán generar 2^k experimentos. En el caso de un diseño con dos niveles, uno alto (+1) y otro bajo (-1) y con tres factores $k=3$ se generarán $2^k=8$ experimentos. Este es un diseño de primer orden, ya que permite obtener un modelo lineal para cada respuesta en forma de hiperplano de dimensión $k-1$ (Ver Figura 3-2, centro).

- **Tres niveles**

En el caso de un diseño factorial 3^k , se usan tres niveles, alto (+1), medio (0) y bajo (-1). Con k factores se podrán generar, por tanto, 3^k experimentos. Con un diseño de este tipo se pueden obtener modelos cuadráticos (Ver Figura 3-2, derecha).

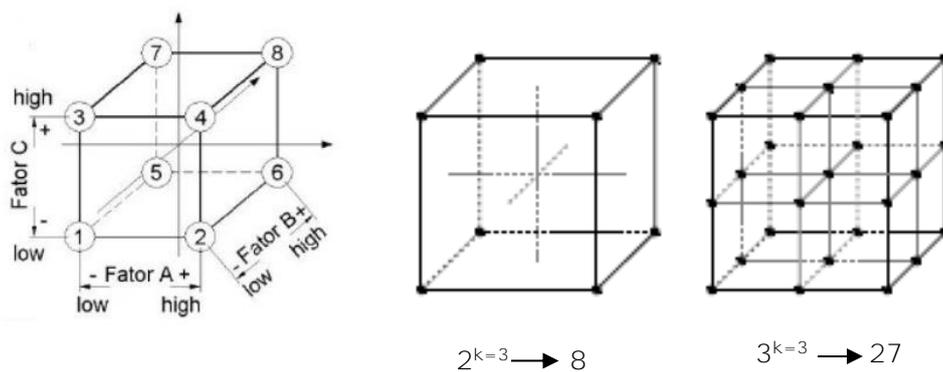


Figura 3-2. DoE factorial de tres factores y con dos o tres niveles.

Diseño Factorial Fraccionado

Los diseños factoriales completos tienen en ocasiones el inconveniente de requerir un número elevado de experimentos. Este número crece de forma exponencial con el número de factores, lo que en ocasiones hace que el volumen de experimentación generado resulte prohibitivo. Por este motivo se usan los diseños factoriales fraccionales, que permiten estudiar un número elevado de factores con un número de experimentos mucho más reducido que lo que requeriría un diseño factorial completo. Por lo tanto, será suficiente con realizar una parte (fracción) de los experimentos que se realizarían en un diseño factorial completo. Para los diseños factoriales se utiliza la notación 2^{k-p} , donde 2 es el número de niveles, k el número de factores y p indica el grado de fraccionamiento, de tal manera que 2^{k-p} serán el número de experimentos a realizar.

Diseño central compuesto (CCD)

Con el fin de reducir el número de experimentos a realizar se pueden seleccionar otro tipo de DoE, como puede ser el diseño central compuesto (CCD, Central Composite Design). De esta manera, se puede reducir el coste de los experimentos o, en ocasiones, el coste computacional, como, por ejemplo, en el análisis de EF, lo que permite ahorrar mucho tiempo de cálculo de las simulaciones. El diseño CCD (ver Figura 3-3) es uno de los que más se utiliza y está compuesto por un diseño factorial completo 2^k , con puntos centrales y con un grupo de puntos axiales (también denominados puntos estrella) que se encuentran a una distancia $\pm\alpha$ del centro (dicha distancia se fija por el diseñador) y con 5 niveles por factor ($-\alpha$, -1 , 0 , $+1$, $+\alpha$). Esto permite obtener modelos cuadráticos sin tener que utilizar un diseño tipo 3^k completo. El número de experimentos generados es 2^k+2k+C_0 , lo que implica una reducción respecto al diseño 3^k completo cuando se consideran valores altos de k (siendo C_0 el número de puntos centrales). Así, por ejemplo, el número de experimentos requeridos para un diseño tipo 3^k completo con $k=3$ factores requiere de 243 experimentos, mientras que con un diseño de tipo CCD el número de experimentos requeridos sería de 43. Esto implica una reducción importante del número de experimentos a medida que el número de factores se incrementa.

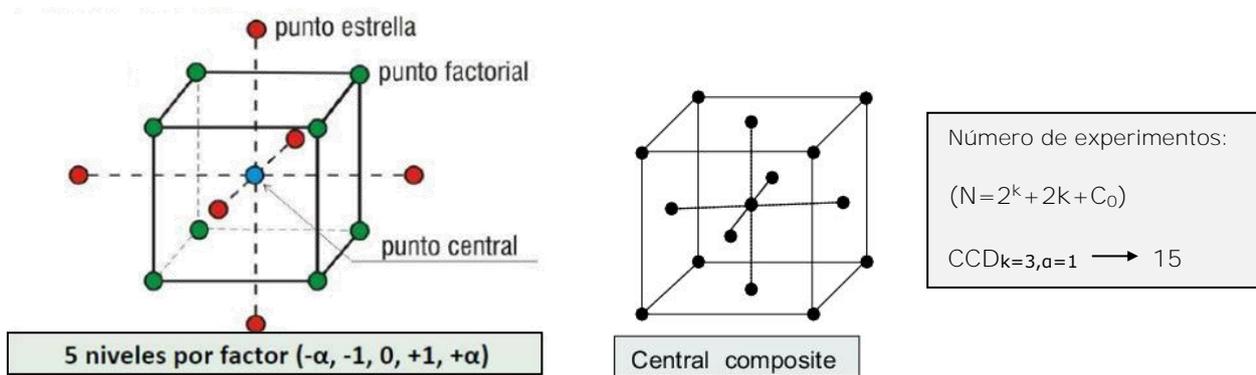
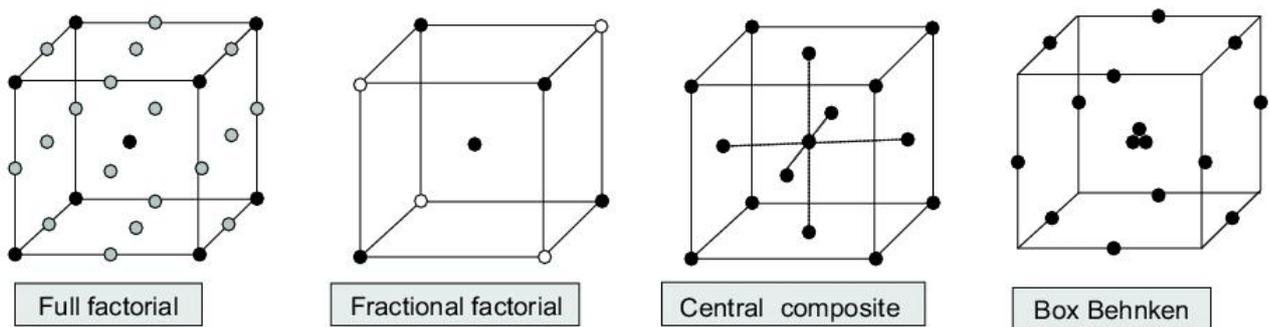


Figura 3-3. Diseño Central Compuesto (CCD)

Diseño Box-Behnken (BBD)

Al igual que con el diseño CCD, un diseño Box-Behnken (BBD) es otra técnica utilizada donde los puntos están localizados en los puntos medios del espacio o hipercubo y no localizados en las esquinas. Requieren al menos tres factores $k=3$. Esto permite obtener modelos cuadráticos sin tener que realizar un diseño factorial $3k$ completo (ver



). Los diseños de Box-Behnken siempre tienen 3 niveles por factor, a diferencia de los diseños centrales compuestos, que pueden tener hasta 5.

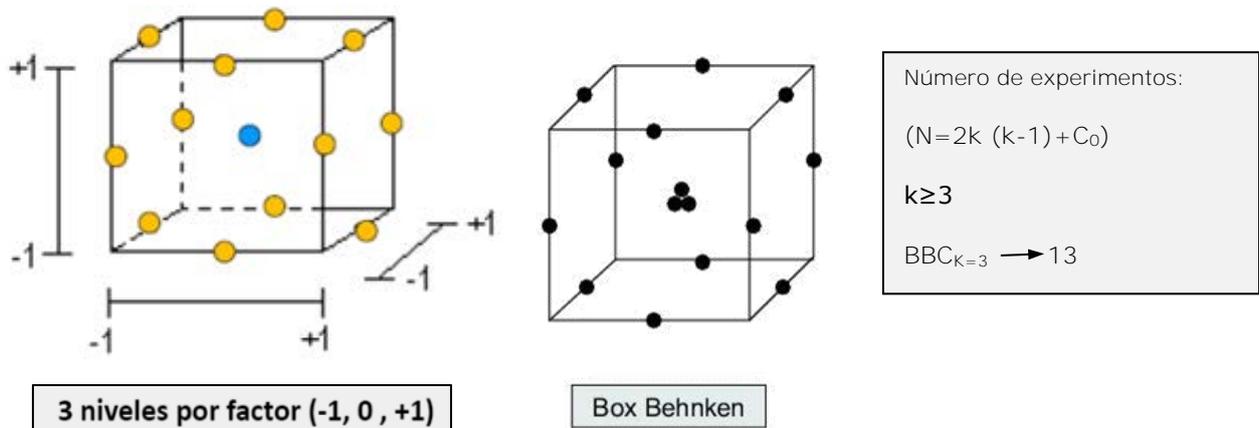


Figura 3-4. DoE Box-Behnken (BBD)

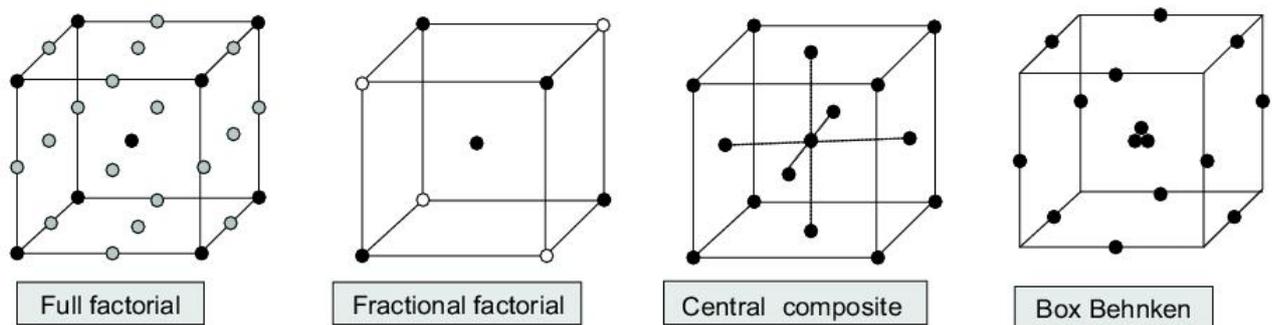


Figura 3-5. Diferencias entre los principales DoE comentados en este apartado

La elección del diseño de experimentos está asociada directamente a un modelo de regresión, que relaciona la respuesta con los diferentes factores o variables. Por lo tanto, el DoE seleccionado para cada uno de los casos de esta tesis será diferente, y su elección dependerá de diferentes factores como son: el número de variables a estudiar, el número de niveles de cada factor y sobre todo el coste computacional de los modelos de EF. Es importante que mediante el DoE se generen un número mínimo de individuos o casos para poder obtener modelos cuadráticos, lo que permitirá calcular máximos y mínimos dentro del rango de estudio analizado para su posterior optimización utilizando, por ejemplo, métodos MSR.

3.4. Fase 2. Modelos de regresión

3.4.1. Etapa 2.1. Técnicas de obtención de los modelos

Una vez realizado el DoE, se procede a la obtención de los modelos de regresión, en función de los parámetros de configuración de los modelos de EF (entradas), y en función de los resultados de cada una de las simulaciones de los mismos (salidas). A esta fase se le denomina entrenamiento de los modelos de regresión. En general, se obtiene un modelo de regresión para cada una de las salidas del modelo de EF. Para la obtención de los modelos regresores, se utiliza en esta tesis el aprendizaje automático (ML, Machine Learning), que es una rama de la inteligencia artificial que permite que las máquinas aprendan con el fin de crear sistemas inteligentes y autónomos. El aprendizaje se realiza a través de diferentes algoritmos y consiste, básicamente, en identificar patrones complejos en grandes cantidades de datos para deducir cuál es el resultado más óptimo para un determinado problema (por ejemplo, para hacer predicciones, tomar decisiones, etc.). En esta tesis, se describen algunas de las técnicas predictivas (regresión, clasificación, etc.) usadas en este trabajo de las cuales las más representativas para la generación de los modelos, son: las redes neuronales artificiales (ANN, Artificial Neural Network), los algoritmos genéticos (AG, Genetic Algorithm), árboles de clasificación o de regresión (RT, Regression Tree), etc. En esta tesis **se usa el paquete de software "R"** [37] para la obtención de los modelos regresores. Una vez que se obtienen los modelos se procede a la validación de los mismos en la fase de testeo para comprobar su capacidad de generalización. La optimización de los modelos, se realiza teniendo como objetivo ajustar los parámetros del modelo de EF en cada uno de los casos estudiados con el fin de obtener el resultado más óptimo.

Técnicas de regresión

La regresión es una de las técnicas más utilizadas en ML. Es rápida y eficaz y con ella se determina la relación entre dos o más variables numéricas. El objetivo es determinar una variable dependiente o respuesta (y), como una ecuación que contiene como incógnitas al resto de las

variables independientes o entradas (x_i). La regresión puede ser lineal, no lineal, univariada, multivariada, etc. El tipo más sencillo que existe es la regresión lineal simple que reducida a una sola variable predictora puede ser expresado como una función polinómica.

En el caso de que exista más de una variable de predicción, la ecuación de regresión se transforma y es lo que se denomina regresión lineal múltiple, donde la estimación de los coeficientes es más compleja (Ec. 3-1). Cada uno de los términos de esta ecuación de regresión está ampliamente explicado en el apartado posterior de optimización.

$$Y_i = \beta_0 + \sum_{i=1}^n \beta_i x_i + \varepsilon \quad (\text{Ec. 3-1})$$

Árboles de decisión: clasificación y regresión

Se trata de técnicas de aprendizaje supervisado que tienen una estructura en forma de árbol jerárquico. Cada árbol está compuesto por nodos (nodo raíz y nodos interiores), cada uno de los cuales contiene una pregunta sobre un atributo concreto, ramas, las cuales se corresponden con posibles respuestas/valores de los atributos anteriores, y hojas (nodos finales), los cuales contienen la decisión/predicción final. Esto es, un árbol de decisión es un conjunto de condiciones organizadas en una estructura jerárquica, de manera que la decisión final se puede determinar siguiendo las condiciones que se cumplen desde la raíz del árbol hasta alguna de sus hojas. Dado que permiten aprender expresiones disyuntivas que se pueden representar como reglas del tipo SI-ENTONCES, su principal ventaja es su facilidad de interpretación (ver Figura 3-6).

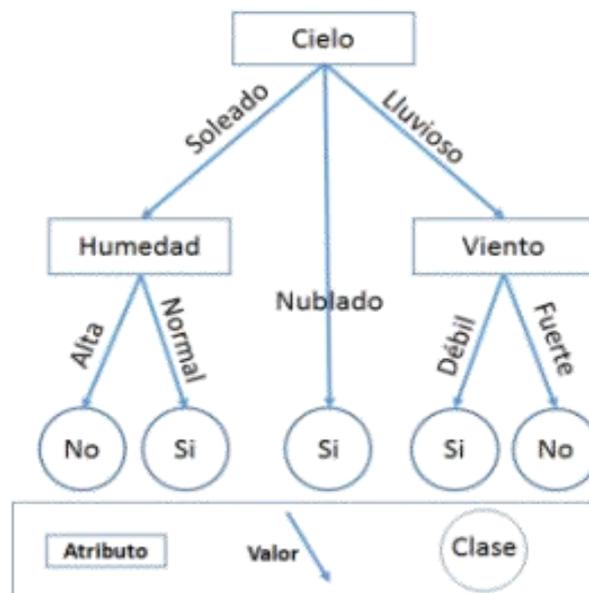


Figura 3-6. Ejemplo de un Árbol de Clasificación.

Dentro de los árboles de decisión se encuentran dos tipos principalmente, los árboles de clasificación y los árboles de regresión:

- En los árboles de clasificación, cada nodo hoja se etiqueta con la clase mayoritaria de los ejemplos que contiene, siendo ese el valor de la clase asignado a los ejemplos que alcanzan dicha hoja en la fase de predicción.

Existen diferentes algoritmos de aprendizaje de árboles de clasificación (ID3 [38], C4.5 [39], CHAID, etc.), siendo el criterio empleado para crear las particiones en los nodos la principal diferencia entre ellos.

- Dentro de los árboles de regresión se pueden, a su vez, distinguir dos tipos: árboles de regresión y árboles de modelos de regresión (ver Figura 3-7). En ambos casos, el valor devuelto ya no se corresponde con una clase (como en los árboles de clasificación), sino con un valor numérico. La diferencia entre ambos es que en los árboles de regresión, el valor de las hojas, que es el que devuelve como predicción, representa el promedio de la respuesta de los ejemplos de entrenamiento que llegan a cada una de ellas (cada hoja devuelve siempre el mismo valor). Por el contrario, en los árboles de modelos de regresión, en cada hoja hay un modelo de regresión lineal, el cual es entrenado a partir de los ejemplos que llegan a cada una de ellas y usado para predecir la respuesta de cada nuevo ejemplo que llegan a las mismas (es decir, cada hoja devuelve valores distintos, los cuales se corresponden con las predicciones realizadas por el modelo de regresión entrenado en cada caso).

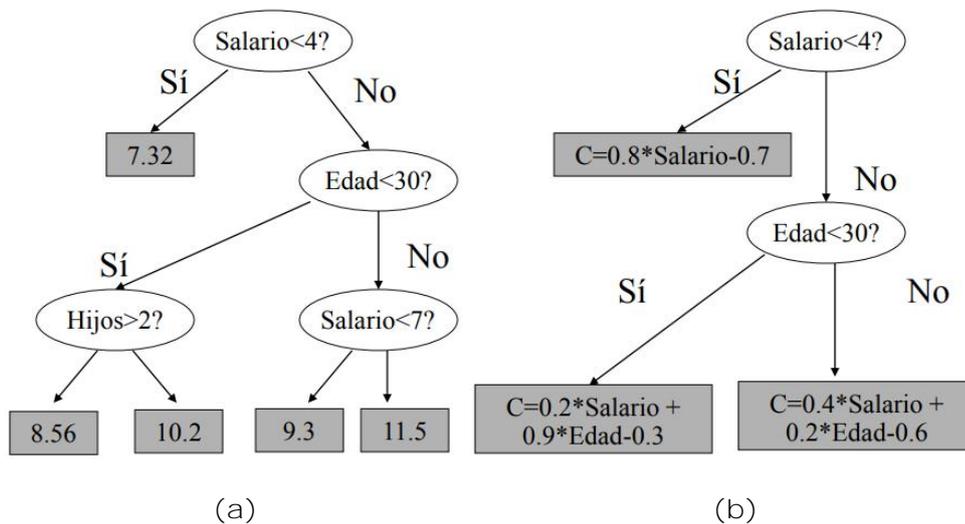


Figura 3-7. (a) Árbol de regresión y (b) Árbol de modelos de regresión.

Existen diferentes algoritmos para implementar los árboles de decisión, como el CART [40], el M5' [41] o el Evtree [42], que son de los más utilizados ya que están implementados en herramientas gratuitas como Weka [43] o R [37].

Los árboles de regresión y clasificación, en adelante CART (de sus siglas en inglés, Classification And Regression Trees), fueron propuestos por Breiman et al. (1984) [40]. En la Figura 3-7a se puede observar un árbol de regresión que está compuesto por nodos (círculos), ramas (flechas) que unen los nodos, y las hojas o nodos terminales (rectángulos). Tal como se indicaba previamente, los nodos son puntos en los que se toman las decisiones y representan las divisiones del espacio, mientras que las hojas representan los diferentes dominios del espacio. Para el análisis de los árboles tipo CART se necesitan realizar tres pasos fundamentales: construcción del árbol máximo, poda del árbol y finalmente la selección del valor óptimo mediante validación cruzada o (cross-validation).

El árbol de regresión tipo **M5'** mejora la idea de un algoritmo de inducción mediante el uso de la regresión lineal como una forma de hacer predicciones cuantitativas donde una variable

dependiente de valor real se modela como una función lineal de varias variables independientes de valor real, x_1, x_2, \dots, x_n más otra variable que refleja el ruido ε , (Ec. 3-2).

$$y = \varepsilon + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n \quad (\text{Ec. 3-2})$$

El M5' se trata de una variación del CART que genera modelos lineales en las hojas, es decir genera un árbol de modelos de regresión, en lugar de valores numéricos (ver Figura 3-7b). Cada hoja del árbol de regresión M5' contiene un modelo de regresión lineal que se basa en algunos de los valores de atributo iniciales. De esa forma, se combina un árbol de decisión convencional combinado con funciones de regresión lineal en las hojas. **Por otro lado, el algoritmo M5' divide el espacio de entradas en dominios, dentro de los cuales rige un modelo lineal multivariante adecuado para el grupo de casos contenidos en cada dominio [41].**

El último método el Evtree [44], está basado en una forma alternativa de buscar el espacio de parámetros de los árboles mediante el uso de métodos de optimización global, como son los algoritmos evolutivos. Estos algoritmos están inspirados en la ley de selección natural propuesta por Darwin, y son utilizados para optimizar una función objetivo mediante diversos operadores que modifican la estructura del árbol. En este caso, la precisión del modelo se mide mediante el Criterio de Información Bayesiano (BIC, Bayesian Information Criterion) según la (Ec. 3-3), [45].

$$BIC = -2 \log(L(\hat{\theta}; y)) + K \log(n) \quad (\text{Ec. 3-3})$$

Redes neuronales artificiales (ANN)

Las redes neuronales son herramientas de análisis muy importantes dentro del campo de la inteligencia artificial. Estas técnicas se inspiran en el comportamiento del cerebro humano, en concreto de las redes neuronales biológicas, con el fin de crear modelos artificiales con una funcionalidad similar, para solucionar problemas difíciles de resolver mediante otras técnicas algorítmicas más convencionales. Las partes que forman una neurona son: cuerpo celular (soma), del que surgen ramificaciones (dendritas) y una fibra tubular (axón). La información, mediante impulsos nerviosos, se transmite desde las dendritas hacia el axón atravesando el soma. Las zonas de conexión entre una neurona y otra se conocen como sinapsis (separación de unos 2mm). Existen distintos tipos de neuronas aunque todas funcionan bajo los mismos principios.

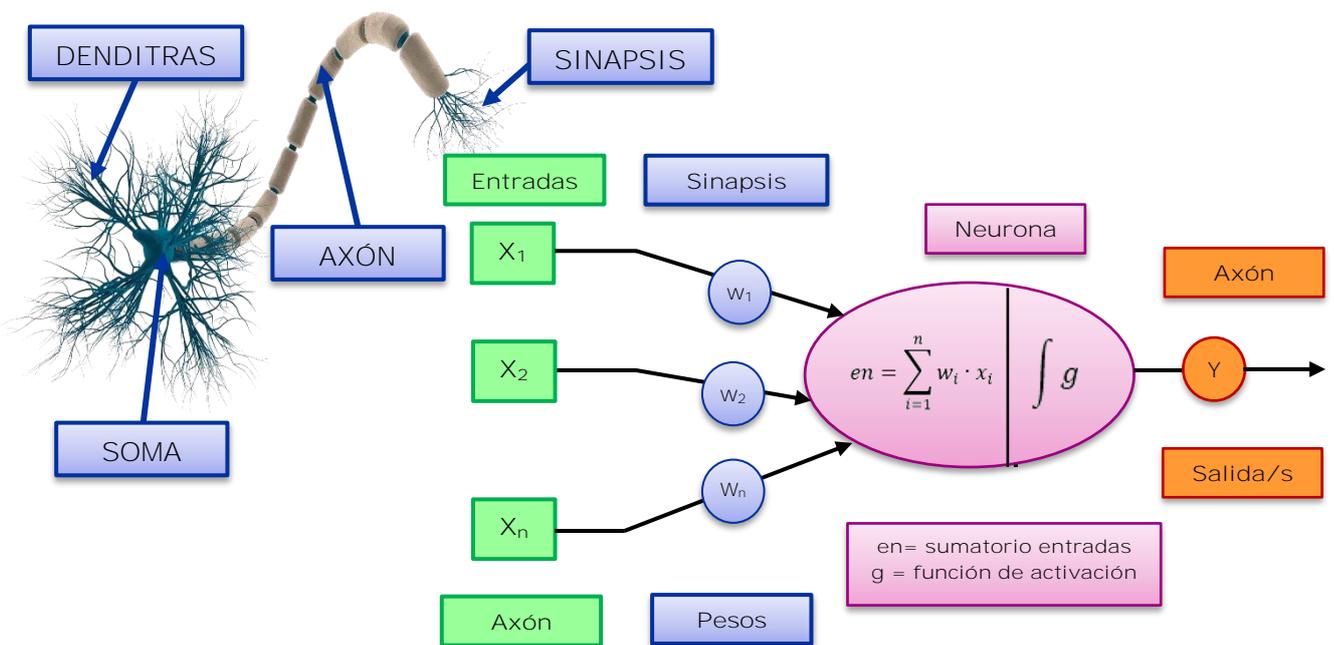


Figura 3-8. Neurona Biológica y Neurona Artificial

En la Figura 3-8 se muestra un ejemplo de neurona artificial que consta de n entradas, donde: x_1, \dots, x_n son el conjunto de entradas; w_1, \dots, w_n son los pesos sinápticos correspondientes a cada entrada; e Y la salida o salidas. También se puede observar la estructura interna de la neurona donde:

- e_n , es una función de entrada que es el sumatorio de entradas x_i y pesos w_i
- g , es una función de activación que activa la señal si se supera el umbral permitido y la desactiva si no es así.

Las redes neuronales artificiales se pueden clasificar de diferentes maneras, según su topología o arquitectura y pueden ser: monocapa o multicapa. Respecto a su aprendizaje, pueden ser de: aprendizaje supervisado o no supervisado. Una de las más conocidas es el perceptrón multicapa, también denominada MLP (MultiLayer Perceptron) [43]. Estas redes neuronales se componen de una capa de entrada y una o varias capas ocultas, además de una capa de salida (ver Figura 3-9). Las señales se transmiten desde las entradas hasta la primera capa oculta. Cada capa oculta procesa la señal y la envía a las siguientes capas hasta llegar a la capa de salida.

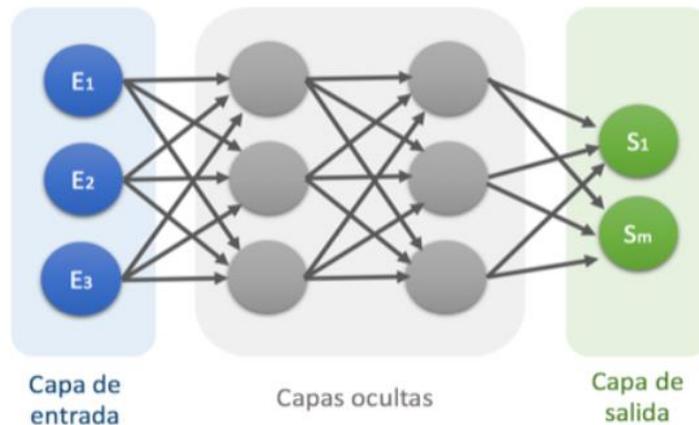


Figura 3-9. Red neuronal perceptrón multicapa

3.4.2. Etapa 2.2. y Etapa 2.3. Entreno, testeo y validación de los modelos

Los parámetros más utilizados, para determinar la buena capacidad de generalización de los modelos de regresión, es decir, si el modelo proporciona buenas predicciones, son el error medio absoluto (MAE, Mean Absolute Error) y el error cuadrático medio (RMSE, Root Mean Squared Error) que se definen de la siguiente forma:

$$MAE = \frac{1}{n} \cdot \sum_{k=1}^n |Y_{kMEF} - Y_{kMODEL}| \quad (\text{Ec. 3-4})$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{k=1}^n (Y_{kMEF} - Y_{kMODEL})^2} \quad (\text{Ec. 3-5})$$

donde Y_{kMEF} son los valores obtenidos del modelo de elementos finitos (EF), Y_{kMODEL} son los valores obtenidos por el modelo regresor y n es el número de configuraciones experimentales del proceso.

Tanto el RMSE como el MAE se emplean regularmente en el estudio de la capacidad de predicción de los modelos de regresión, es decir para estimar el rendimiento y evaluar el ajuste del mismo. Ambas métricas expresan el error promedio del modelo de predicción en las mismas unidades de la variable de interés (variable a predecir). Ambas medidas son indiferentes a la dirección de los errores, es decir, pueden tomar valores entre cero e infinito, y los modelos entrenados son mejores cuanto menores sean sus valores. Sin embargo, dado que los errores son elevados al cuadrado antes de ser promediados, el valor RMSE crecerá más (se amplifica) cuando existan diferencias mayores entre el valor observado y el valor predicho por el modelo. Es decir, esta métrica será más útil cuando no sean deseables diferencias elevadas. El MAE, por el contrario, no es tan sensible a los valores atípicos como lo es el RMSE, siendo su valor siempre menor o igual al RMSE. En general, como ya se ha comentado, mientras más pequeños sean ambos, más se ajustará el modelo a los datos. Ambos resultan una buena medida de la precisión con que el modelo predice la respuesta.

3.5. Fase 3. Optimización

3.5.1. Método de superficie de respuesta múltiple (MSR)

El método de superficie de respuesta múltiple (MSR) es un método que trata de determinar las relaciones entre las variables de entrada y una o más variables de salida o respuesta. El objetivo de este método es la optimización para determinar con un coste mínimo una determinada salida que se desea obtener. Este método fue introducido por Box and Wilson [46] y fue usado primero para obtener a partir de ciertos datos experimentales un modelo de regresión de respuesta óptima. Originalmente, el MSR fue desarrollado para modelar respuestas experimentales. Sin embargo, recientemente está siendo utilizado en combinación con otras técnicas para optimizar productos y procesos industriales [47]. El MSR es un conjunto de técnicas estadísticas que utilizan un modelo de regresión que está basado en una función polinomial (Ec. 3-6).

$$Y = f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_k + e) \quad (\text{Ec. 3-6})$$

donde Y es la respuesta experimental en función de cada uno de los factores o variables de entrada ($x_1, x_2, x_3, \dots, x_k$), siendo e un error que se añade al proceso. La función f puede ser lineal o cuadrática y consiste en productos cruzados de los términos que forman el polinomio. Para optimizar la respuesta Y, es necesario encontrar una relación funcional de aproximación entre las entradas y la superficie de respuesta (Ec. 3-7)

$$Y = b_0 + \sum_{i=1}^n b_i \cdot X_i + \sum_{i=1}^n b_{ii} \cdot X_i^2 + \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n b_{ij} \cdot X_i \cdot X_j + e \quad (\text{Ec. 3-7})$$

donde el primer término muestra la parte lineal, el segundo la parte cuadrática y el tercero es el producto de pares de todas las variables o entradas. Los valores de los coeficientes del polinomio b_0 , b_i , b_{ii} , and b_{ij} son ajustados mediante un análisis de regresión determinándose así la relación entre las entradas y las salidas. Una vez ajustados los coeficientes, los términos se seleccionan según su nivel de significancia para formar la ecuación del polinomio [48]. El nivel de importancia se calcula mediante un análisis de la varianza (ANOVA) y seleccionando los términos de acuerdo al p-value obtenido. Además, los modelos obtenidos pueden simplificarse eliminando aquellos términos que no tienen influencia real sobre las predicciones [3].

Para dos factores este modelo tiene 3 términos

$$y = \beta_0 + \sum_{i=1}^n \beta_i x_i + \varepsilon$$

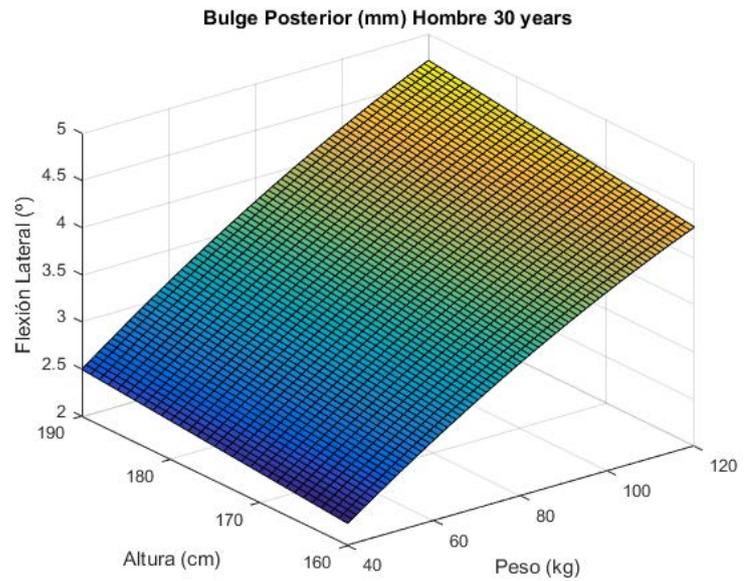
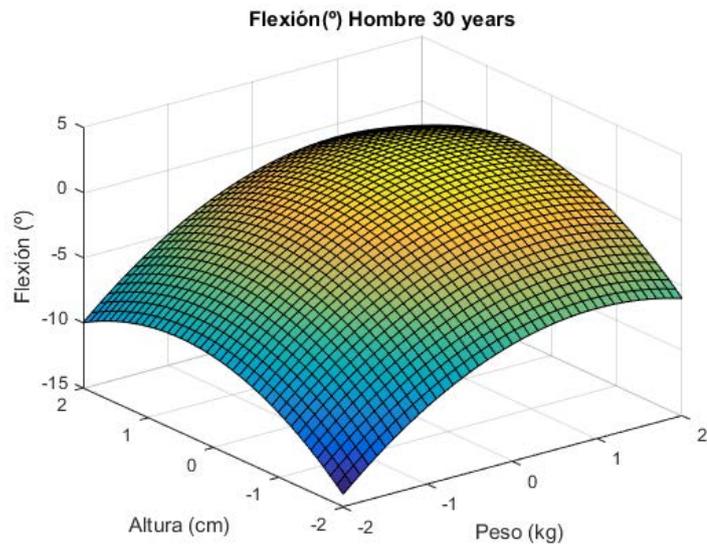


Figura 3-10. Ejemplo de Modelo lineal o de primer orden

Para dos factores este modelo tiene 6



$$y = \beta_0 + \sum_{i=1}^n \beta_i x_i + \sum_{i=1}^n \beta_{ii} x_i^2 + \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n b_{ij} \cdot x_i \cdot x_j + \varepsilon$$

Figura 3-11. Ejemplo de Modelo cuadrático o de segundo orden

Cuando un problema tiene más de una salida, se denomina multirespuesta. En ocasiones pueden existir conflictos entre las salidas. Esto se debe, a que la configuración óptima para una salida no tiene por qué ser la misma configuración óptima de la otra salida. Este tipo de problema de optimización puede ser resuelto mediante el MSR [49]. Se debe crear un modelo regresor para cada una de las respuestas de forma independiente, existiendo varios procedimientos para determinar la zona donde los valores son óptimos. En este sentido Harrington [50], desarrolló un modo de establecer una relación entre las diferentes salidas mediante funciones de conveniencia o deseabilidad (desirability functions). La (Ec. 3-8) es usada para maximizar, mientras que la (Ec. 3-9) para minimizar. Se considera por lo tanto, una función de deseabilidad para cada una de las salidas:

$$d_r^{max} = \begin{cases} 0 & \text{if } y(x) < A \\ \left(\frac{y(x) - A}{B - A}\right)^s & \text{if } A \leq y(x) \leq B \\ 1 & \text{if } y(x) > B \end{cases} \quad (\text{Ec. 3-8})$$

$$d_r^{min} = \begin{cases} 1 & \text{if } y(x) < A \\ \left(\frac{y(x) - B}{A - B}\right)^s & \text{if } A \leq y(x) \leq B \\ 0 & \text{if } y(x) > B \end{cases} \quad (\text{Ec. 3-9})$$

Si el objetivo que se quiere es el de calcular un valor intermedio, la ecuación es:

$$d_r^{obj} = \begin{cases} \left(\frac{y(x) - A}{t_0 - A}\right)^s & \text{if } A \leq y(x) \leq t_0 \\ \left(\frac{y(x) - B}{t_0 - B}\right)^s & \text{if } t_0 \leq y(x) \leq B \\ 0 & \text{Cualquier otro} \end{cases} \quad (\text{Ec. 3-10})$$

Para cada una de las variables se calculan estas expresiones, pero además es necesario cuantificar la conveniencia de todas ellas en conjunto. Esto se lleva a cabo mediante el cálculo de la función de deseabilidad general [50]. La función de deseabilidad general se define como la media geométrica de las funciones de conveniencia de cada salida u objetivo (Ec. 3-11).

$$D = \left(\prod_{r=1}^R d_r \right)^{1/R} \quad (\text{Ec. 3-11})$$

En estas ecuaciones, los parámetros A y B corresponden a los límites de los rangos de entrada, S es un exponente que determina la importancia de alcanzar el valor objetivo, x corresponde al vector de entradas, y(x) es la función polinómica que se usa para predecir la respuesta. La aplicación de las funciones de deseabilidad implicará que se deben transformar los valores de cada respuesta a valores adimensionales, sin unidades, entre 0 y 1 ($0 < d_r < 1$) y donde el valor más alto o igual a 1 de d_r indicará que el valor de la respuesta es buena. En esta tesis, la optimización se aplica a diferentes problemas biomecánicos, (cada uno de ellos explicados en los capítulos posteriores), con la metodología de MSR y mediante el paquete estadístico R [51], el cual busca una combinación de factores de importancia que satisfagan de forma simultánea los criterios de optimización de cada entrada y respuesta [51].

3.5.2. Algoritmos Genéticos (AG)

Los Algoritmos Genéticos (AG) son métodos que pueden usarse para resolver problemas de búsqueda y optimización. Están inspirados en la teoría de la evolución postulada por Darwin (1859), donde se intenta replicar el comportamiento biológico de la selección natural y la genética de los organismos vivos. [52].

Los principios básicos de los AG, son una de las líneas más importantes de la inteligencia artificial y nacieron gracias a John Henry Holland [53] en los años 70 y se trata de una técnica de programación que imita la evolución biológica para resolver problemas generando soluciones que pueden evolucionar hacia un valor óptimo que es el que se busca [54–56]. La técnica de los AG, consiste en dado un problema que se debe resolver, buscar primero un conjunto de posibles soluciones a dicho problema (por ejemplo posibles valores de x). Dichas soluciones se codifican de alguna manera, una de las más habituales es la codificación binaria. A cada posible valor de la solución o variable x , representado de forma binaria se le denomina individuo. Un conjunto de individuos es lo que constituye la población o generación y el número de ellos que la forman será el tamaño de la generación (ver Figura 3-12). Se parte de una población inicial, cuyos individuos normalmente se generan de forma aleatoria, aunque pueden ser individuos (soluciones) que ya se sepa que funcionan y se usen solo con el objetivo de que el AG encuentre las mejores.

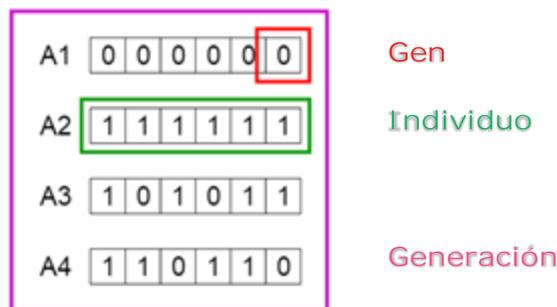


Figura 3-12. Algoritmos Genéticos. Codificación Binaria

Cada individuo se evalúa mediante una función objetivo o "fitness", que es lo que se quiere llegar a optimizar. Esta función es la elegida para resolver el problema planteado y que indica cuales son los mejores individuos o, dicho de otra manera, cuál de ellos se acerca más de forma cuantitativa a la solución. Una vez evaluados los individuos se seleccionan los mejores (selección) y se añaden más individuos (cruces y mutaciones) creando así una nueva generación de la siguiente manera (ver Figura 3-13):

- Selección. Un porcentaje pequeño (25%) de los mejores individuos de la generación anterior, serán los que conformen la nueva generación (selección natural de los más aptos).
- Cruce. Se añade un porcentaje de individuos a la nueva generación (60%), mediante el cruce o mezcla de los genes, de forma aleatoria, de los mejores individuos de la generación anterior (del 25% seleccionado). Para cada par de individuos que se reproducirán (padres), se elige al azar un punto de cruce dentro de los genes. Los descendientes se crean intercambiando los genes de los padres entre ellos hasta que se alcanza el punto de corte (reproducción).
- Mutación. El resto de individuos elegidos, contribuirá a introducir diversidad en el proceso. Este porcentaje se elige de forma aleatoria en función de una probabilidad uniforme y se generan nuevos individuos modificando un elemento aleatorio (gen). La

mutación representa el 15% de la nueva generación. En las posteriores generaciones este porcentaje se reduce al 10% (siendo los cruces en ese caso del 65%).

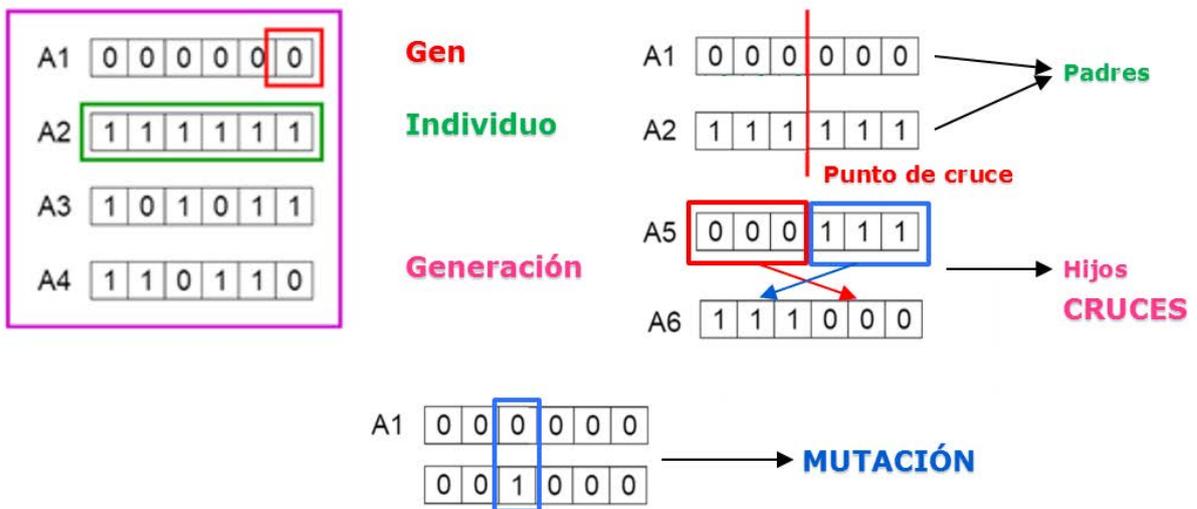


Figura 3-13. Operaciones con algoritmos genéticos

Esta nueva generación creada se vuelve a evaluar por la función **objetivo** o "fitness" y los mejores individuos se seleccionan de nuevo. Este proceso se repite durante n generaciones, hasta que el valor que se obtenga en la función, correspondiente al mejor individuo de cada generación, converge al valor óptimo (ver Figura 3-14).

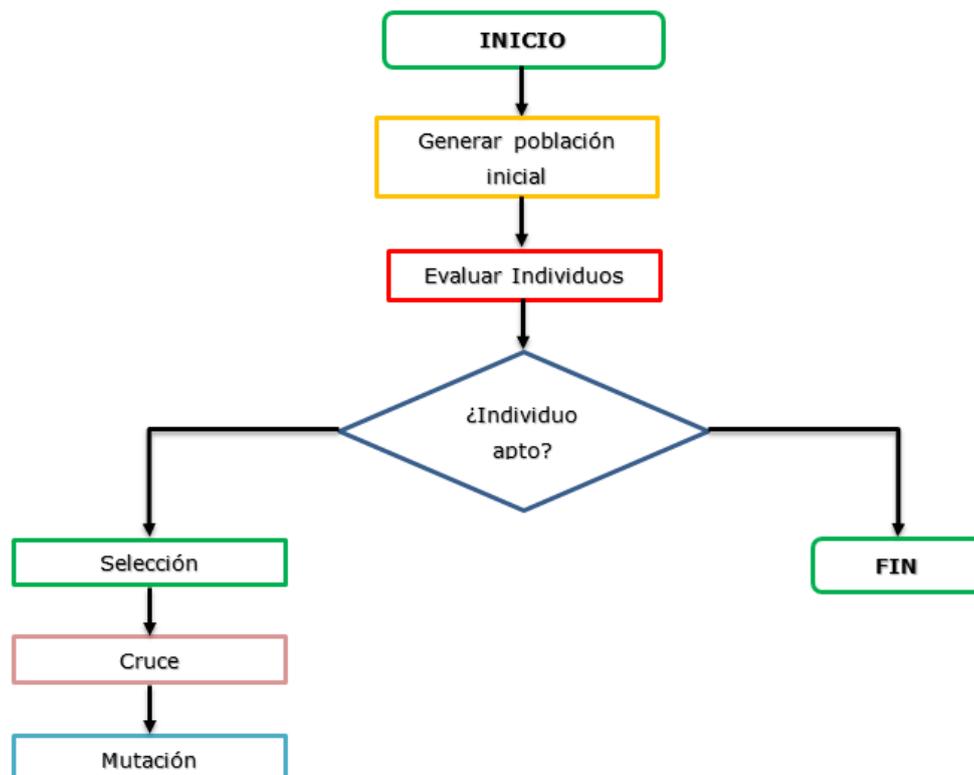


Figura 3-14. Diagrama de flujo de los algoritmos genéticos



CAPITULO 4

Estudio de placas de fijación en doble osteotomía pélvica (DOP) canina mediante MEF

“ En algún lugar, algo increíble, está esperando a ser conocido ”

Carl Sagan (1934-1996). Astrónomo y divulgador científico.

4. CAPÍTULO 4. Estudio de placas de fijación en DOP canina mediante MEF

4.1. Introducción

4.1.1. Planteamiento del problema

La displasia de cadera o fallo del desarrollo normal de la misma, es una enfermedad ósea hereditaria, y es la causa más frecuente de la cojera de uno de los dos miembros posteriores en los perros jóvenes. Esta enfermedad se produce por una malformación de la articulación coxofemoral, principalmente en perros de razas grandes y gigantes. Este fallo provoca una inestabilidad articular, produciendo dolor y cojera en el perro y que a su vez puede generar la artrosis de la cadera [57]. El propósito de este estudio es la determinación de la rigidez a flexión del conjunto pelvis-placa de fijación para corregir la displasia de cadera mediante una doble osteotomía pélvica (DOP) utilizando el Método de los Elementos Finitos (MEF). En este caso, se han estudiado dos placas de fijación: una de tipo lateral y otra de tipo ventral (DPO), ambas con tornillos sin bloqueo.

4.1.2. Anatomía de la cadera canina

Anatomía de la cadera

En la anatomía de la cadera o pelvis canina, se pueden distinguir dos partes diferenciadas: la estructura ósea y la estructura cartilaginosa. De forma general la pelvis canina está formada por 2 huesos coxales, el sacro y la primera vértebra coccígea. En la Figura 4-1 se puede observar las partes que componen la pelvis canina. El hueso coxal está formado a su vez por el ilion, el isquion y el pubis (ver Figura 4-2). Los huesos coxales y el sacro se encuentran unidos mediante un cartílago llamado cartílago sacroilíaco (ver Figura 4-1), éste permanece en contacto con la cara auricular del ilion (parte superior del hueso coxal) y con la cara auricular del sacro.

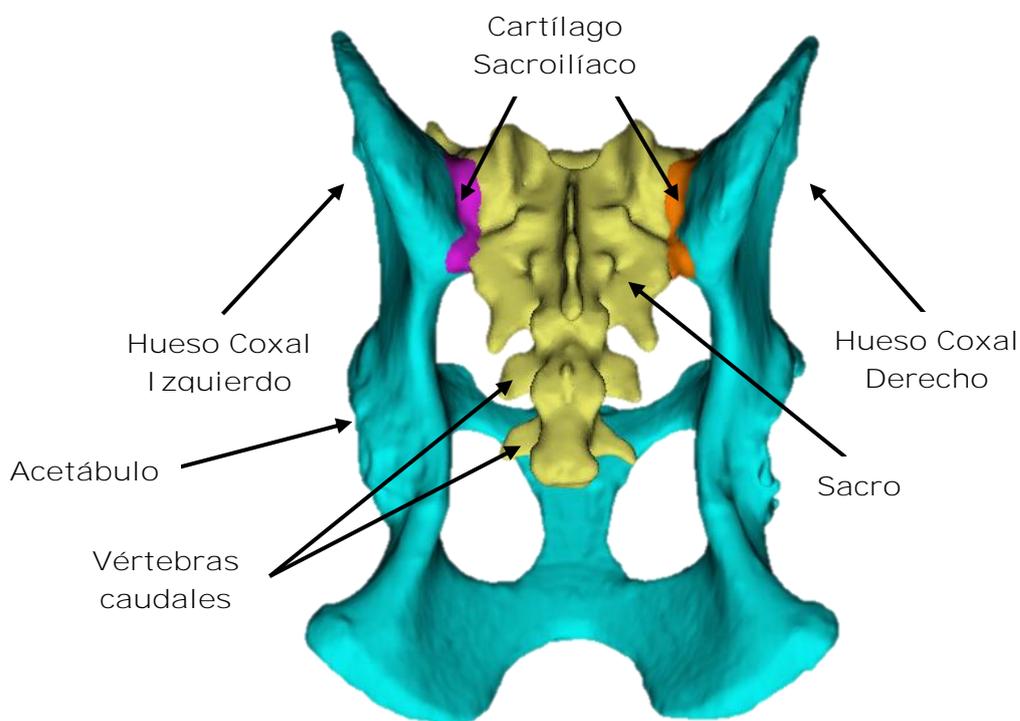


Figura 4-1. Anatomía Pelvis canina.

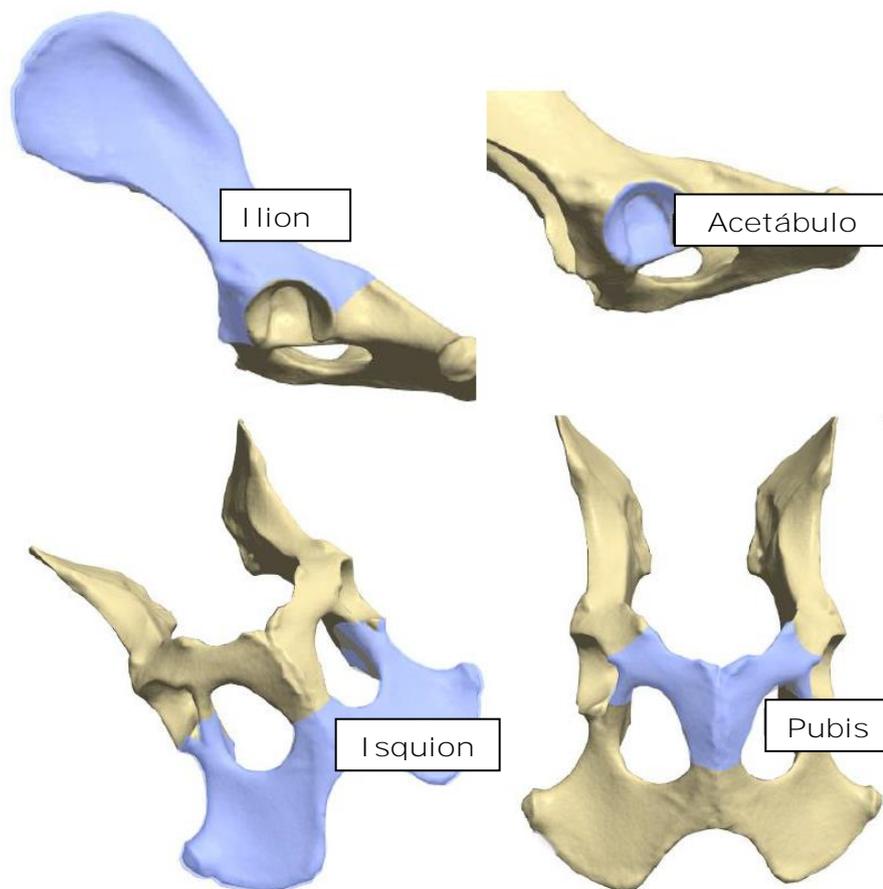


Figura 4-2. Partes del hueso coxal de la pelvis canina.
Fuente: <https://itsa.sheridancollege.ca/apps/vettech/>

4.1.3. Displasia de cadera

La displasia de cadera es una enfermedad ósea degenerativa y hereditaria. Consiste en una malformación de la articulación coxofemoral en la que el acetábulo rodea de forma incompleta a la cabeza femoral, provocando la luxación de la articulación (ver Figura 4-3). Dentro de los factores que provocan la displasia de cadera están los genéticos como la raza, y los no genéticos como la nutrición, sobreesfuerzos, etc. Los primeros síntomas se presentan en los cachorros en los primeros 5 a 6 meses de vida, se vuelven menos activos y pueden llegar a mostrar debilidad en sus patas traseras al caminar, cojera, etc.

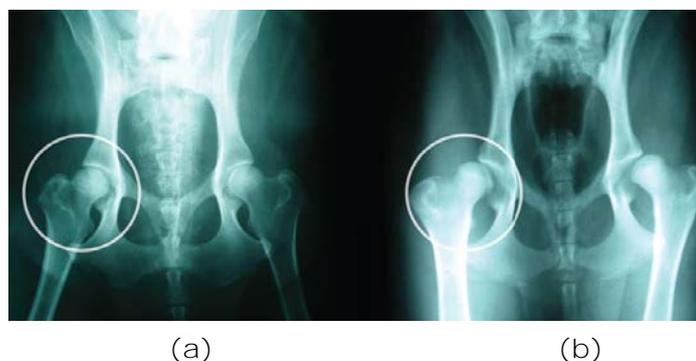


Figura 4-3. (a) Pelvis canina sana; (b) Pelvis canina con Displasia acetabular.
Fuente: <http://www.clinicacasmenscal.es/2014/01/displasia-de-cadera-verdades-y-mentiras/>

En la Figura 4-3a se muestra una radiografía en la que se observa una cadera sana de un perro y en la Figura 4-3b una radiografía con displasia de cadera también de un perro, en la que se puede observar la incongruencia entre la cabeza del fémur y el acetábulo. La gravedad de la displasia de cadera se mide analizando el ángulo de Norberg-Olson. Según la amplitud de ese ángulo, se tiene una displasia leve (de 100° a 105°), o una displasia grave ($<90^\circ$) lo que implica que se puede llegar a presentar una luxación de la cadera en el perro. Este problema constituye uno de los problemas más comunes en las clínicas veterinarias [58].



Figura 4-4. Ángulo de Norberg. [59]

Fuente: <http://www.vetandvet.cat/es/proposit-dun-cas-displasia-cadera/>

4.1.4. Tratamiento de la displasia de cadera

Tipos de tratamiento

Existen diferentes opciones para el tratamiento de la displasia de cadera, que dependerán de la edad y del estado de la articulación. En algunos casos, en perros jóvenes y sin artrosis se pueden **plantear diferentes opciones quirúrgicas para corregir el "defecto" de la cadera** como por ejemplo una Doble Osteotomía Pélvica (DOP), o una Triple Osteotomía Pélvica (TOP), cuyo tratamiento quirúrgico evitaría, como última instancia, la implantación de una prótesis total de cadera al ser una cirugía más invasiva. Este tipo de cirugía permite aumentar el recubrimiento de la cabeza del **fémur evitando así la luxación de la extremidad conformando así una anatomía "normal" en la cadera**. La DOP es un tratamiento quirúrgico que se consigue haciendo dos cortes en los huesos de la cadera y poniendo una placa de fijación, haciendo que la cadera se desplace de forma que abarque la cabeza del fémur. En el caso de la triple osteotomía TOP se realizan tres osteotomías (cortes) en el ilion, isquion y pubis de forma correctiva para reorientar el acetábulo y así establecer una congruencia entra la cabeza femoral y el acetábulo. De esta manera y mediante la rotación del acetábulo, se corrige la luxación de la displasia de cadera aumentando así la estabilidad de la articulación (ver Figura 4-5). La triple osteotomía pélvica (TOP) fue descrita por primera vez como un tratamiento quirúrgico para la displasia juvenil de cadera canina en 1969 [60], y su eficacia ha sido probada en numerosas publicaciones desde entonces [61–67].

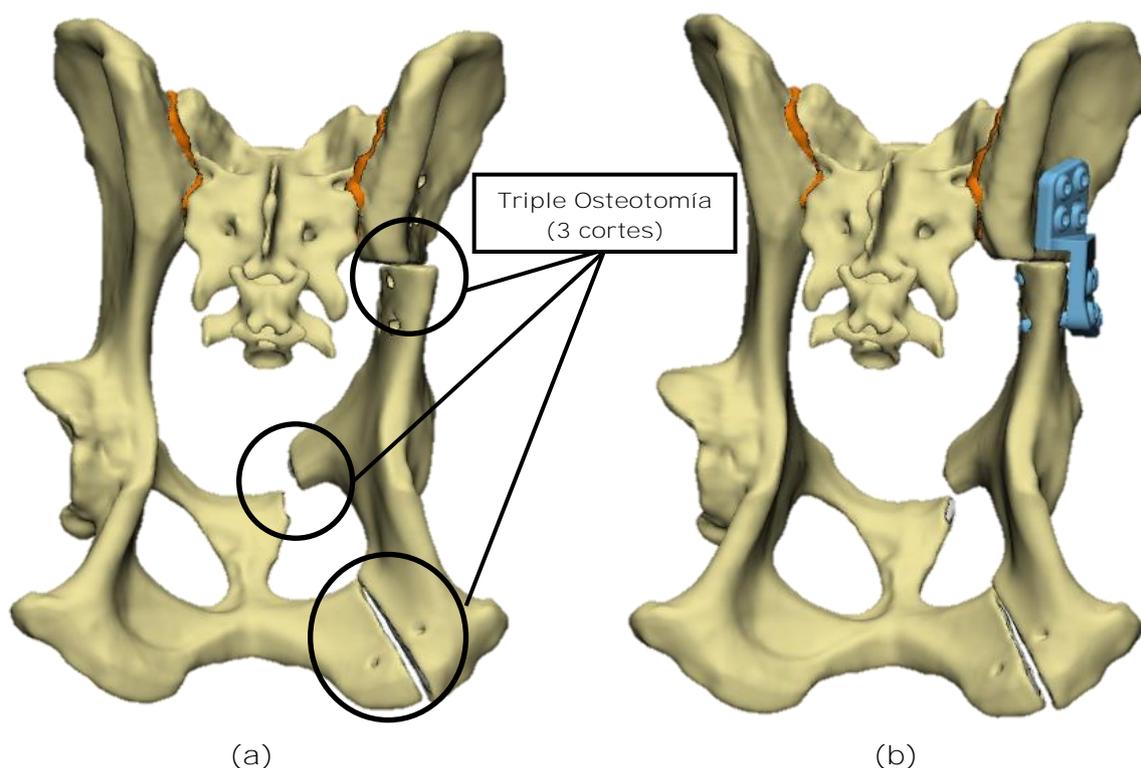


Figura 4-5. (a) Triple Osteotomía Pélvica (TPO); (b) Detalle Placa de Fijación.

Tipos de Placas: Bloqueo y sin Bloqueo

Existen dos tipos de placas de fijación para tratamientos quirúrgicos de la displasia de cadera: Las Placas de Bloqueo (LP, Locking Plates) Placas de no Bloqueo (DCP, Dinamic Compression Plating, DCP). Las placas DCP también llamadas placas de Compresión, se basan en la fricción de la placa con el hueso, ya que, mediante la compresión de ambos, el hueso se rigidiza, sobre todo en los casos de carga axial. El principal problema que presentan estos tipos de placas es la interferencia entre el hueso y la placa, porque comprimen la superficie inferior de la placa al hueso cortical. Esto puede producir la infección del hueso e incluso su necrosis. Por otro lado las placas de bloqueo LP, presentan como ventaja más significativa que no es necesario que la placa contacte íntimamente con el hueso subyacente en todas las áreas. A medida que los tornillos se **aprietan, estos se "bloquean", estabilizando así los segmentos sin necesidad de comprimir el hueso.** Otra ventaja que aportan las placas de fijación LP es que es improbable que los tornillos se aflojen de la placa incluso si se inserta un tornillo en un hueco de fractura, no se producirá aflojamiento del tornillo. En la Figura 4-6, se muestran dos tipos de placas DCP (no bloqueo), dentro de la infinidad de diseños que se pueden encontrar en los catálogos del mercado, una es de tipo Ventral y otra de tipo Lateral, cuyo diseño es totalmente diferente, y se colocan en la zona ventral y lateral del ilion respectivamente.

En esta tesis para el estudio por el Método de los Elementos Finitos (MEF), se han usado dos tipos de placas DCP (no bloqueo): una placa de fijación lateral y una placa de fijación ventral, para corregir mediante una DOP, la displasia de cadera de un perro.

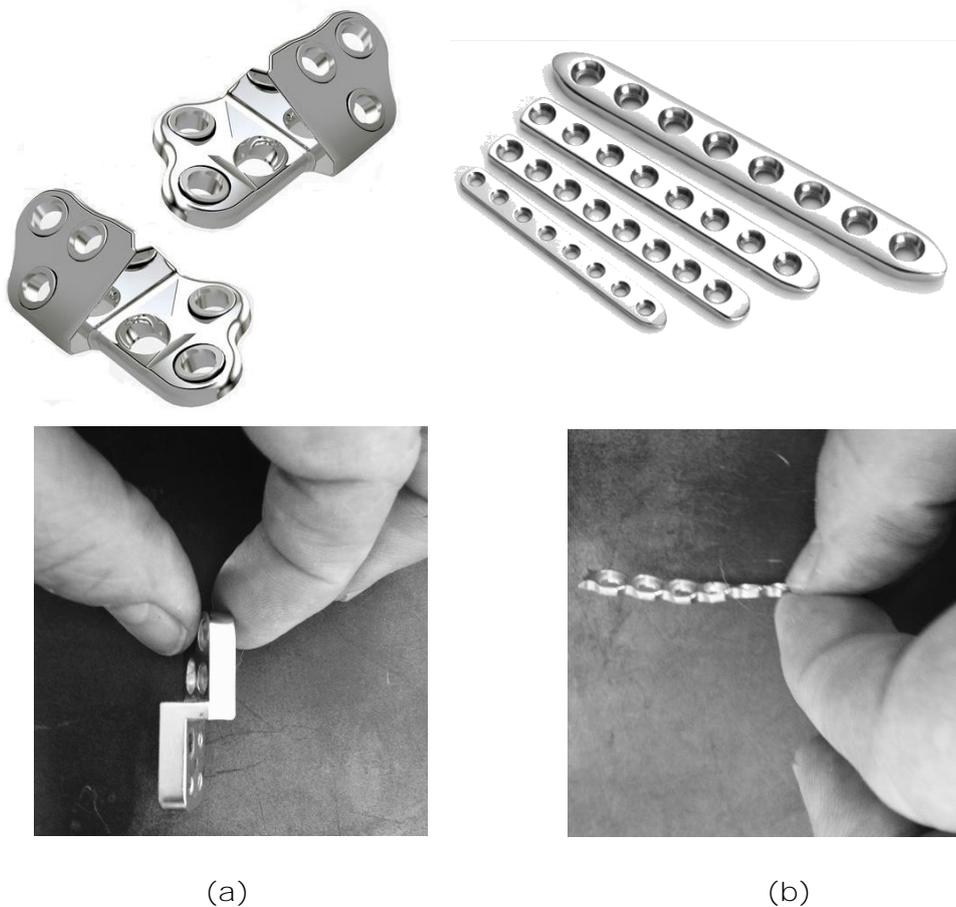


Figura 4-6. (a) Placa de Fijación Lateral; (b) Placa de Fijación Ventral.
Fuente: https://www.medicalexpo.es/prod/intrauma/product-103812-914141.html#product-item_914137

Problemas en la osteotomía pélvica canina: TPO y DPO

Con el paso del tiempo, se han observado unos índices muy altos de fracaso principalmente por rotura del hueso, así como complicaciones postoperatorias de la osteotomía pélvica (falta de estabilidad). Todo ello, a pesar de que se han desarrollado diversas técnicas quirúrgicas para reducir los problemas generados en los pacientes displásicos. Existen muy pocas investigaciones en las que se haya aplicado algún procedimiento o método para reducir este índice de fracaso. En uno de estos estudios, se sometió a un grupo reducido de cadáveres caninos a una TPO usando una fijación ventral del ilion. Estos estudios demuestran que las complicaciones al aplicar esta técnica quirúrgica (TPO) se reducen, aumentando al mismo tiempo la estabilidad de la osteotomía iliaca [68,69]. Aunque hay que tener en cuenta que en perros con menor densidad ósea cortical (jóvenes) puede ocurrir un mayor riesgo en las complicaciones del implante placa-hueso.

El problema más común que se produce en la osteotomía pélvica es el aflojamiento de los tornillos de la placa de fijación cuyo ratio de fallo se encuentra entre un 30% y un 62% [70-72]. Las causas principales de este aflojamiento de los tornillos se deben a la baja densidad en huesos jóvenes, mala repartición de la carga entre los tornillos (placas de no bloqueo) y al movimiento excesivo de la osteotomía iliaca [73]. Para reducir el aflojamiento se han hecho estudios basados en la recomendación del uso de los tornillos así como la selección de los mismos [74-76]. Por ejemplo, una de las soluciones es el uso de tornillos de bloqueo para evitar el aflojamiento de estos con la placa [77-79], o el uso de tornillos "esponjosos" (cancellous screws),

que reducen la falta de estabilidad provocada por la diferencia entre la rigidez del metal del tornillo y la rigidez del hueso, (107 GPa para el titanio y 13 GPa para el hueso cortical), aunque esta última parece ser difícil de llevar a la práctica [80]. Otra solución propone el uso de una placa ventral ilíaca que es una de las dos placas que se comparan en esta Tesis para dar solución de la displasia de cadera mediante una DOP, que presenta a su vez diferentes ventajas frente al uso de la TOP. La principal ventaja es que solo se osteotomizan el segmento iliaco y el púbico, dejando el isquion sin cortar lo que simplifica la técnica. Sin embargo, esto requiere rotar el isquion con el fin de ajustar el nuevo ángulo del acetábulo que por lo general es menor con la DOP que con la TOP. Algunos autores utilizan una Doble osteotomía debido a que el conjunto placa-pelvis se vuelve más estable y resiste mejor las fuerzas soportadas sobre todo por los perros jóvenes y de razas grandes. Además, se reduce el aflojamiento de los tornillos evitando así el fallo del implante en comparación con el uso de una TOP. Sin embargo, debido a que la integridad estructural de una pelvis después de una DPO es diferente que con una TPO, se desconoce la magnitud de la ventroversión requerida (es decir, la selección del ángulo de placa apropiado) para producir el mismo efecto que la TPO. Por esto, algunos autores han realizado estudios para comparar el ángulo de ventroversión logrado después de una DOP, usando 3 ángulos de placa diferentes (20°, 25°, 30°), con el ángulo logrado con una técnica TPO convencional. En este estudio para una DOP con una placa de 25°, se obtuvo un ángulo acetabular de ventroversión muy similar al obtenido para una TOP con un ángulo máximo recomendado de 20° [81].

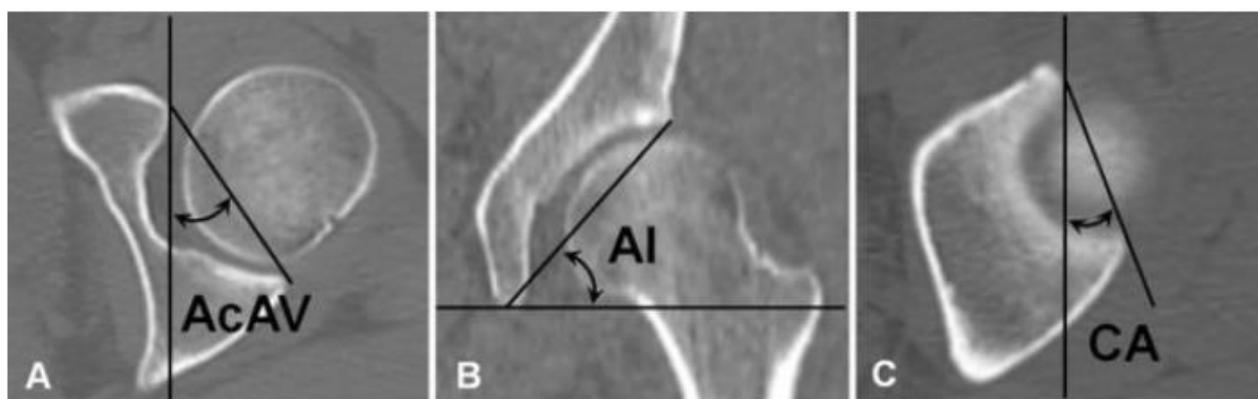


Figura 4-7. (a) El ángulo de Anteversión Acetabular (AcAV) se determina en el plano axial, cómo el ángulo formado por la intersección de una línea que conecta los bordes anterior y posterior del acetábulo y una línea que pasa por el plano sagital; (b) El ángulo de Inclinación Acetabular (AI) se determina en el plano coronal, como el ángulo formado por una línea que conecta los bordes superior e inferior del acetábulo y una línea horizontal; (c) El ángulo de Anteversión Craneal (CA) está formado por la intersección de una línea que conecta los bordes anterior y posterior del acetábulo y una línea sagital en el plano axial [82].

En esta tesis se ha realizado un análisis mediante el MEF con el objetivo de determinar la rigidez entre una placa de tipo ventral y una placa de tipo Lateral en el tratamiento de la displasia de cadera mediante la aplicación de una DOP. Las placas utilizadas en ambos casos fueron placas "sin bloqueo". Además, en este estudio se analizó la influencia del "gap" o hueco que queda en la zona de fractura de la pelvis sobre la rigidez del conjunto placa-pelvis.

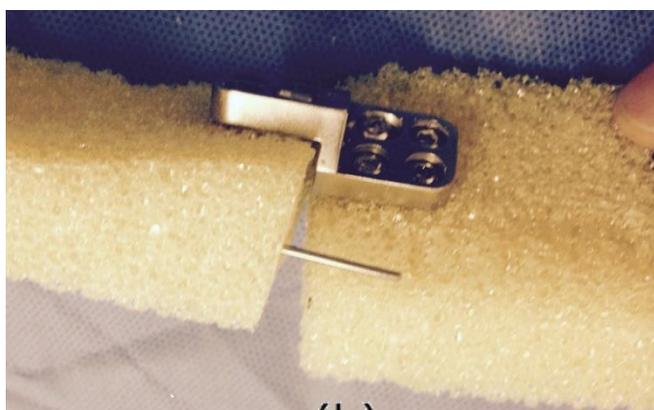
4.2. Aplicación del Método de los Elementos Finitos (MEF)

Modelo de EF propuesto para el modelizado de la pelvis canina

Para obtener el modelo 3D de la pelvis, se ha realizado el escaneo de una pelvis canina artificial perteneciente a la empresa Sawbones a partir de la cual se obtiene el modelo de EF. Para los ensayos experimentales en el laboratorio, se han utilizado huesos artificiales pertenecientes también a la misma empresa (ver Figura 4-8a). El procedimiento para la obtención del modelo 3D de la pelvis es el siguiente: debido a que la geometría de la superficie de la pelvis es muy compleja e irregular, se utiliza un escáner 3D de luz estructurada para obtener el modelo geométrico de la misma [83]. El procedimiento de escaneado genera un modelo STL (Standard Triangle Language), el cual debe ser retocado con un software de CAD 3D (CATIA) para corregir posibles defectos superficiales como pueden ser agujeros, superposición de superficies, etc. Una vez que el modelo STL se ha refinado, se importa su geometría al programa MSC Mentat-Marc (2014) [84], para generar el modelo de EF formado por una malla superficial (2D) de triángulos. Posteriormente y utilizando esta malla superficial, se genera un modelo 3D mediante elementos tetraédricos tridimensionales con funciones de forma lineales. Para completar el modelo de EF, se utilizan dos tipos de placas de fijación diferentes: una placa de tipo lateral o DOP, con ocho tornillos de 3 mm de diámetro; y otra placa de tipo ventral con cuatro o siete tornillos de 3 mm de diámetro. En este estudio, tanto los tornillos como las placas estudiadas son elementos que se montan sin bloquear (o elementos sin bloqueo). Ambas placas de fijación, así como los tornillos, se modelan directamente en el programa de Elementos Finitos MSC Mentat-Marc [85], y sus respectivas dimensiones están basadas en los elementos comercializados por la empresa de Instrumental Ortopedia Veterinaria Insorvet [86]. Previamente a efectuar las simulaciones, se realizan los ensayos experimentales en el laboratorio para los cuales se usan bloques de hueso esponjoso artificial (Sawbones, Malmö) con el fin de validar los modelos (Figura 4-8b). Posteriormente, se generan dos modelos de EF diferentes para simular el conjunto de la pelvis osteotomizada (la osteotomía se realiza de forma artificial) y la placa de fijación: el primero consta de la pelvis y una placa de fijación Ventral; y el segundo consta del conjunto pelvis más una placa de fijación Lateral o DOP. Los modelos de EF para cada una de las configuraciones de las placas de fijación estudiadas, se construyen para determinar y verificar la rigidez articular en función de la carga aplicada. Cada uno de los dos modelos de EF propuestos tiene en cuenta tanto la osteotomía de la pelvis, como las diferentes placas de fijación y los tornillos.



(a)



(b)

Figura 4-8. (a) Modelo veterinario de pelvis canina; (b) Ensayos experimentales con hueso esponjoso artificial.

Configuración del modelo de EF y tamaño de malla

Para la generación del modelo de EF se considera que la pelvis está formada por dos tipos de hueso diferenciados entre sí: el hueso cortical que consiste en una pared delgada de unos 2mm, y el hueso esponjoso que está rodeado por el cortical. En este caso, se utilizan elementos tetraédricos de 4 nodos con formulación isoparamétrica para la generación del modelo de EF de la pelvis, las dos placas de fijación y los tornillos. El tamaño medio de los elementos que forman la malla para el hueso cortical y para el hueso esponjoso es de 0,6 mm, mientras que para las placas y los tornillos, los tamaños de los elementos son de 0,8 mm y 0,9 mm respectivamente. Las propiedades mecánicas consideradas para el hueso cortical acorde a las obtenidas en la literatura son $E = 17000 \text{ MPa}$ y $\mu = 0,25$ [87]; mientras que para el hueso esponjoso son de $E = 150 \text{ MPa}$ and $\mu = 0,3$ [87]. En el caso de las placas de fijación y de los tornillos, las propiedades mecánicas aplicadas son de $E = 107000 \text{ MPa}$ y $\mu = 0,34$ [87].

El algoritmo de detección del contacto mecánico entre las placas y la pelvis que se usa en este modelo de EF es "segment-to-segment", mientras que el modelo de fricción es de tipo "stick-slip" configurado con un coeficiente de rozamiento estático de 0,1. El contacto mecánico entre los tornillos y la pelvis osteotomizada se define mediante un contacto tipo "glue" entre los nodos de ambos, mientras que el contacto mecánico entre la placa y el hueso se define mediante un contacto de tipo "deslizante". Las condiciones de contorno aplicadas a ambos modelos de EF son las mismas, con el fin de poder comparar los diferentes valores de rigidez obtenidos para cada una de las placas (ventral o lateral).

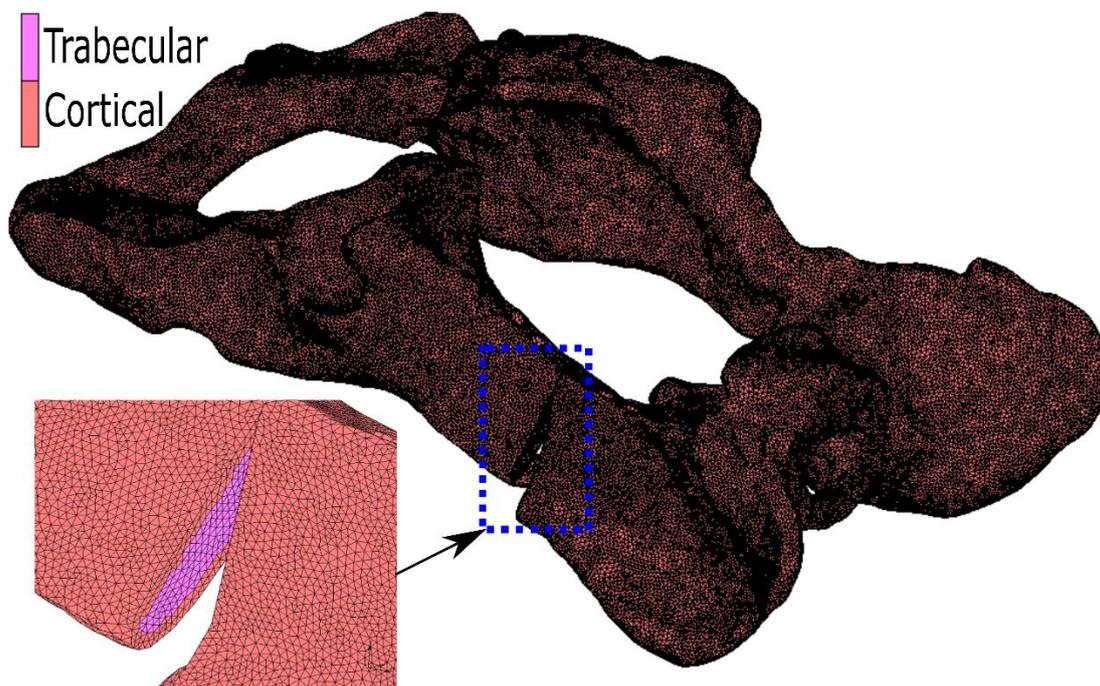


Figura 4-9. Modelo propuesto de EF de la pelvis canina en el que se aprecia la osteotomía del hueso cortical y del esponjoso [87].

Aplicación de cargas y condiciones de contorno

En el modelo de EF del conjunto pelvis-placa se utiliza una carga equivalente a 300 N, que corresponde con el peso aproximado del animal (30 kg), la cual se aplica de forma progresiva para facilitar la convergencia del modelo. Esta carga se aplica en forma de presión distribuida sobre el área de contacto entre la cadera y la cabeza del fémur, es decir en el acetábulo, y de

este modo simular de forma real el comportamiento de la articulación [88]. Además, se restringe el movimiento de los nodos que conectan la pelvis con la columna vertebral (empotramiento), con el fin de inmovilizar la pelvis. La Figura 4-10 muestra un modelo EF de la pelvis, en el que se detalla el área donde se aplica la carga, así como la zona de la columna vertebral en la que se restringe el movimiento (empotramiento). El valor de la rigidez de la del conjunto pelvis-placa se determina en función de la carga aplicada y del desplazamiento máximo obtenido, de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$\text{Rigidez} = \frac{\text{Fuerza Aplicada}}{\text{Desplazamiento Obtenido}} \quad (\text{Ec. 4-1})$$

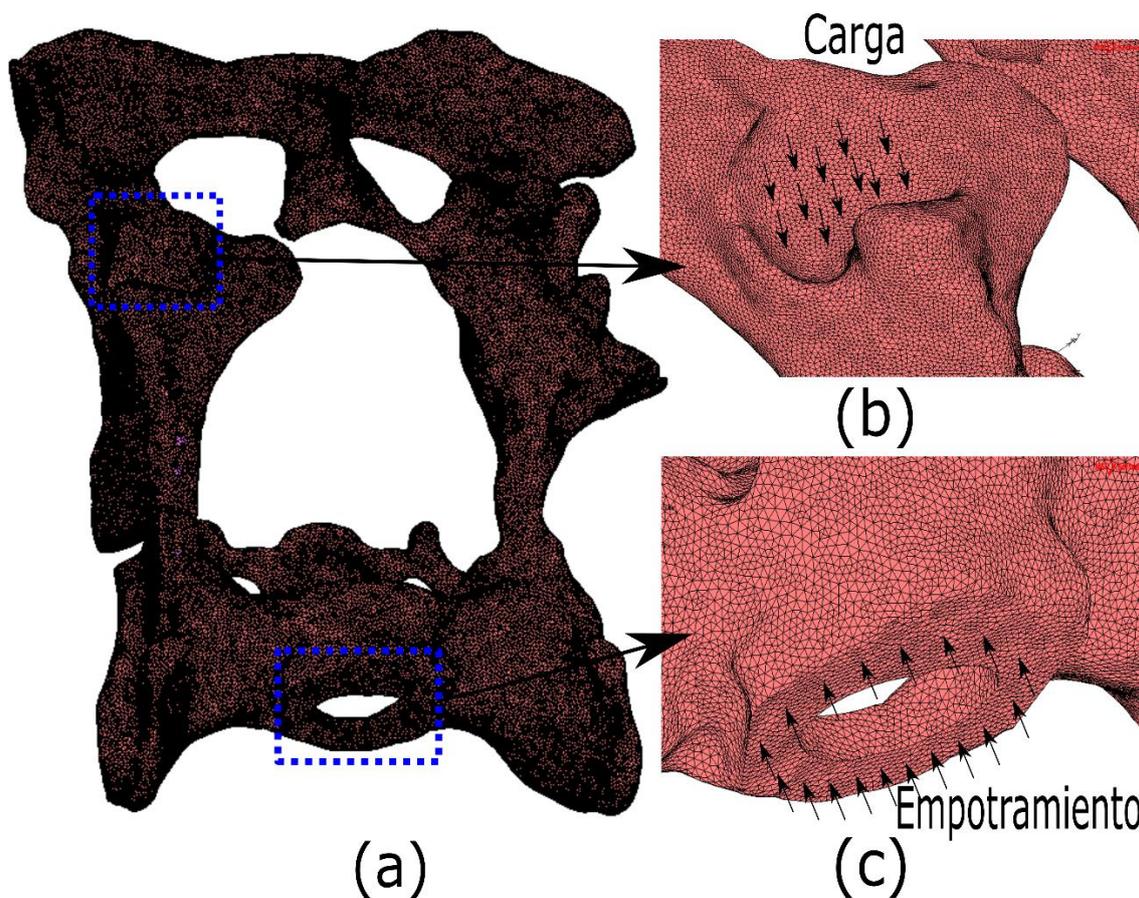


Figura 4-10. (a) Condiciones de contorno aplicadas al modelo de EF de la pelvis: (b) Carga y (c) Empotramiento [87].

En esta tesis, tal y como se menciona anteriormente, se estudian dos tipos de placas con diferentes configuraciones. La primera configuración es una placa de fijación de tipo lateral o DOP con ocho tornillos que se coloca en la parte lateral del ilion. La segunda configuración es la de una placa de tipo ventral que se fija a la pelvis en la cara ventral del ilion mediante el uso de cuatro tornillos (o siete). **En este estudio se tiene en cuenta el hueco o "gap" generado en las zonas donde se realizan las osteotomías (o fracturas) de la pelvis, en las dos configuraciones estudias con el fin de determinar la influencia sobre la rigidez en el conjunto placa-pelvis. Este hueco o "gap" se define como la separación correspondiente a un ángulo de 1° entre las diferentes partes en las que la pelvis osteotomizada se divide, es decir donde se encuentra la fractura.** En la Figura 4-11a se muestra la configuración del modelo en el que el "gap" se tiene en cuenta,

mientras que en la Figura 4-11b se muestra otra configuración del modelo en la que el "gap" no se tiene en cuenta.

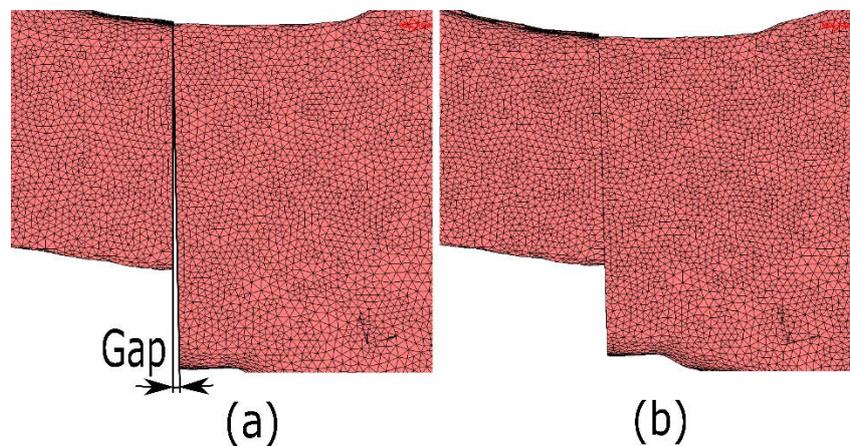


Figura 4-11. (a) Detalle considerado "gap" de ángulo igual a 1° ; (b) Detalle sin considerar "gap" [87].

La Figura 4-12a muestra el montaje de la placa de fijación DOP en la pelvis osteotomizada. Como se puede observar en la figura, se utilizaron ocho tornillos, cuatro a cada lado de la placa (ver Figura 4-12b). Las dimensiones de la placa son de 15x3 mm y el diámetro de los tornillos es de 3 mm. En esta configuración, todos los tornillos atraviesan la pelvis y además se crea un contacto mecánico entre la placa y el hueso cortical, así como entre la placa y los tornillos, de tal manera se define completamente el contacto mecánico del conjunto placa-tornillo-pelvis.

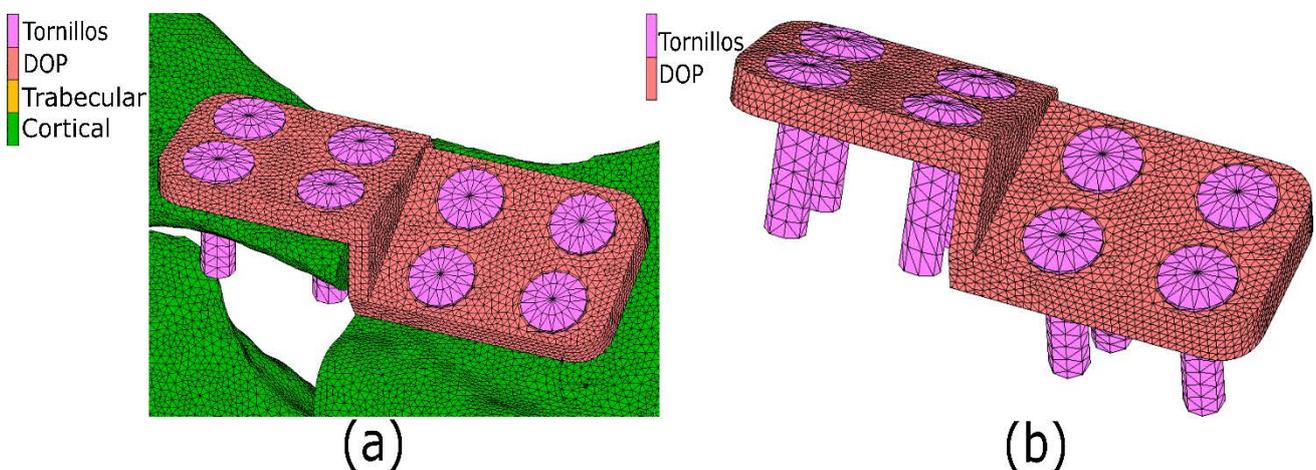


Figura 4-12. (a) Placa DOP montada en la pelvis osteotomizada; (b) Detalle de la placa DOP con ocho tornillos [87].

La Figura 4-13a muestra la placa ventral montada sobre la pelvis osteotomizada. En uno de los lados de la fractura se usan cuatro tornillos, mientras que se usan solo tres en el lado contrario (ver Figura 4-13b). Para la configuración de la placa con cuatro tornillos se usan dos a cada lado de la placa. Las dimensiones de la placa son de 6 x 2mm y los diámetros de los tornillos de 3 mm. De forma similar, a la configuración expuesta previamente, el contacto entre ambos lados del hueso fracturado se define en los elementos cercanos a la fractura con el fin de detectar cuando el "gap" se cierra o se abre.

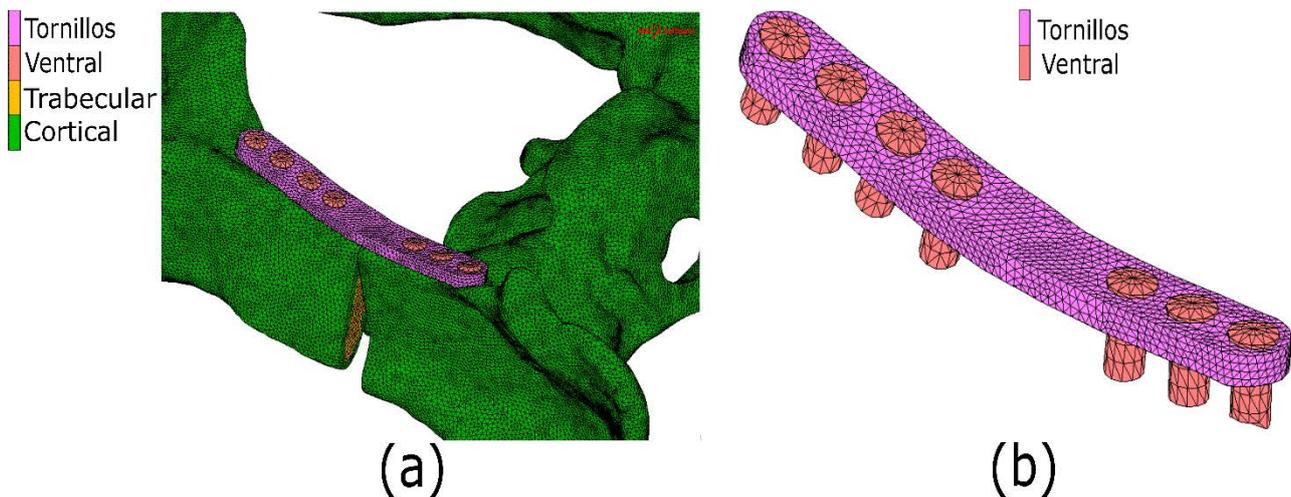


Figura 4-13. (a) Placa Ventral ensamblada en la pelvis osteotomizada; (b) Detalle de la placa ventral con los tornillos montados [87].

4.3. Resultados del modelo de EF

En la Figura 4-14, se observa el desplazamiento máximo obtenido en la pelvis osteotomizada al aplicar una carga máxima de 300 N, en dos casos distintos: con la placa ventral de 7 tornillos sin considerar "gap" (Figura 4-14a) y con una placa DOP sin considerar el "gap" (Figura 4-14b). Para ambas configuraciones se observó que el máximo desplazamiento en el caso de la placa ventral de 7 tornillos fue de 1,988 mm; mientras que con la placa DOP se obtuvo un desplazamiento máximo de 2,191 mm. En la Figura 4-15 se muestra también la variación de la rigidez obtenida según la carga aplicada de 300 N, para cada una de las seis diferentes configuraciones estudiadas: dos para la placa de fijación DOP (cuando el "gap" de valor 1° es considerado y cuando el "gap" no es considerado), dos para la placa de fijación ventral con 7 tornillos y otras dos para la placa ventral con solo 4 tornillos (ambas con "gap" y sin "gap").

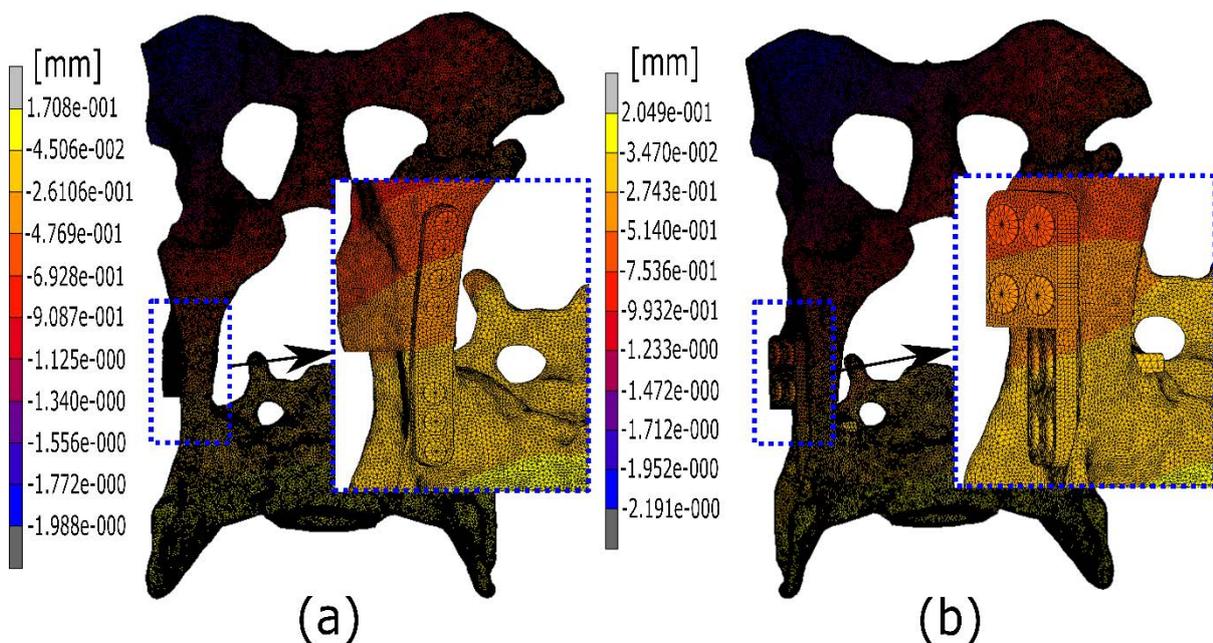


Figura 4-14. (a) Máximo desplazamiento obtenido para la placa de fijación ventral con 7 tornillos sin "gap"; (b) y para la placa de fijación DOP sin "gap" [87].

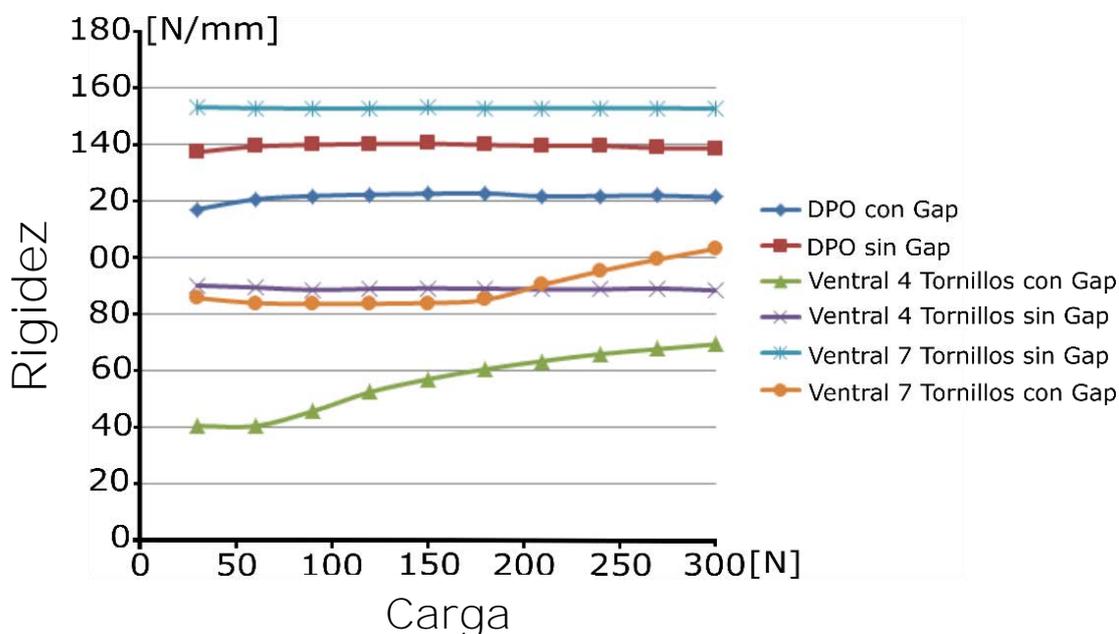


Figura 4-15. Variación de la Rigidez obtenida vs. Carga aplicada para cada una de las diferentes configuraciones estudiadas [87].

4.4. Discusión y conclusiones

Rigidez de la unión pelvis-placa

Durante la osteotomía pélvica, tanto la zona ventral como la lateral del ilion tienen que ser preparadas mediante cirugía. Hay que tener en cuenta que la zona ventral requiere de una cirugía mucho más invasiva que la zona lateral, ya que es en esta zona donde se encuentran situados una mayor cantidad de tejidos blandos (cartílagos y ligamentos). Además, es en la zona ventral de la pelvis donde se genera una mayor tensión cuando esta está sometida a las cargas aplicadas sobre el acetábulo (este estudio 300 N), ya que es en esta zona donde más esfuerzo de flexión se produce sobre la placa puesto que es la zona más alejada de la fibra neutra del ilion. Por el contrario, en la zona próxima a la placa lateral o DPO, las tensiones de flexión sobre la placa son más reducidas ya que es en esta zona donde menos esfuerzo se produce al estar dicha placa en las proximidades de la fibra neutra del ilion.

Este efecto es similar al estado tensional generado en una viga de tipo IPE sometida a una de flexión pura, en la que las alas de dicha viga corresponderían con la zona ventral del ilion (placas de tipo ventral), mientras que el alma de la viga correspondería con la zona lateral del ilion (placas de tipo lateral o DPO) (ver Figura 4-16). Por este motivo, es la placa de tipo ventral la que más rigidez aporta al conjunto placa-pelvis, siendo además la placa con siete tornillos la que más rigidez aporta. No obstante y tal como se ha comentado, es la placa que necesita una cirugía más invasiva para su colocación.

Aflojamiento de los tornillos

La pérdida de par o aflojamiento de los tornillos así como la consecuente disminución de rigidez de la unión placa-pelvis es el principal problema que existe dentro de las diferentes complicaciones de la osteotomía pélvica. Aunque el número de casos encontrados en la literatura donde se estudia la osteotomía pélvica con placas de bloqueo es reducido, se puede afirmar que el aflojamiento de los tornillos se reduce en general, cuando la tensión sobre estos disminuye. Existen varios métodos para evitar el aflojamiento de los tornillos en la cirugía por osteotomía: uno de ellos es

usar tornillos sin bloqueo y el otro método es aumentar la rigidez total de la unión placa-pelvis agregando una placa ventral, como es el caso de este estudio. Por este motivo, la adición de una placa ventral quedaría justificada según los resultados obtenidos por EF, como una alternativa para reducir la pérdida de fijación de los tornillos.

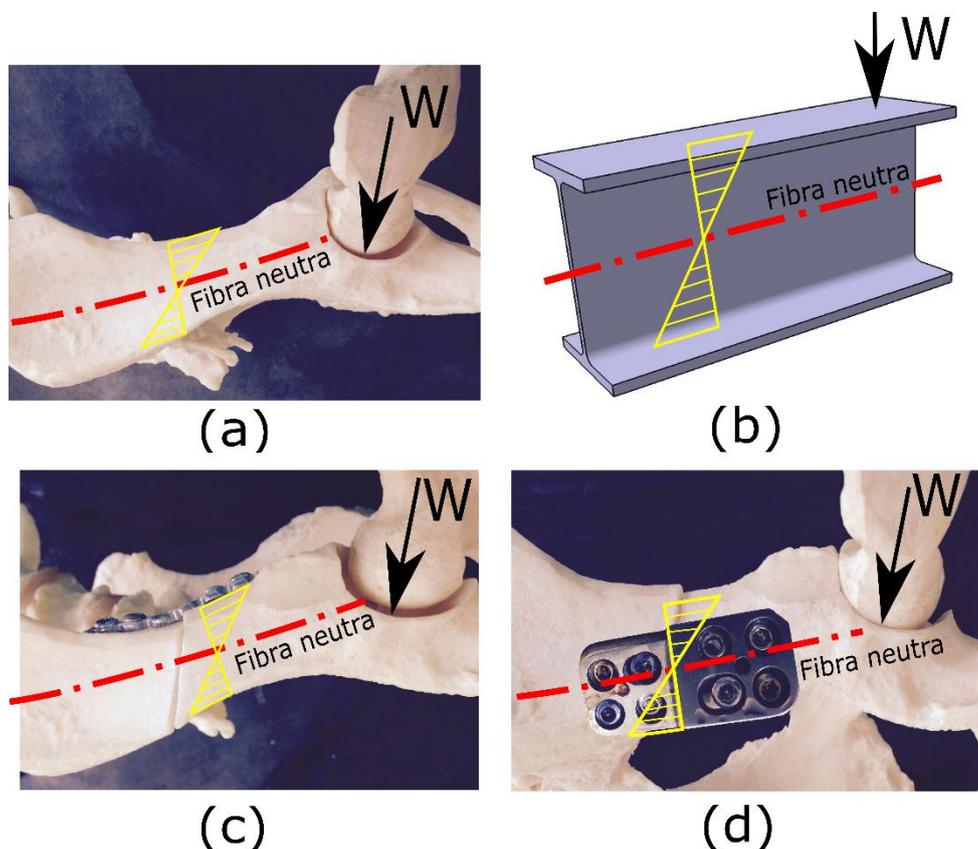


Figura 4-16. Detalle Distribución de Tensiones producidas en: (a) Pelvis sana (zona del ilion); (b) Viga IPE; (c) Pelvis con placa de tipo ventral; (d) Pelvis con placa de tipo lateral o DPO.

Influencia del gap

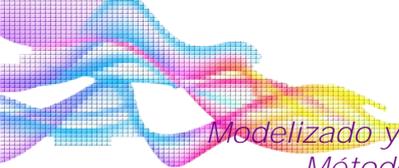
La consideración de un hueco o "gap" en la zona de fractura de la pelvis (osteotomía) tiene consecuencias diferentes dependiendo de la placa que se vaya a colocar. Según los resultados obtenidos de las simulaciones con EF, en el caso de la placa de fijación ventral, se observa que **cuando se considera un "gap" (del orden de 1°), la unión placa-pelvis tiene una rigidez inferior respecto a si no se considera dicho "gap"**. Además, se observa un aumento de la rigidez a medida que aumenta la carga aplicada cuando existe "gap". Esta variación en la rigidez, se debe principalmente al hecho de que el "gap" se cierra a medida que el valor de la carga aumenta cuando se usa una placa de fijación ventral. En la gráfica de la Figura 4-15, se aprecia esta variación en los casos de la placa ventral con "gap" de 4 tornillos y de 7 tornillos (curvas en verde y naranja, respectivamente), en los que la rigidez aumenta hasta un punto (el "gap" ya se ha cerrado) y a partir de ese punto, la rigidez permanece constante. Por el contrario, en los casos en los que **no se considera "gap"** para la placa ventral, se observa en ambos casos (con 4 y 7 tornillos), que el conjunto tiene una rigidez mayor (curvas en morado y azul claro, respectivamente).

Otro efecto muy distinto ocurre cuando se usa una placa de tipo DOP (o lateral) donde el "gap" permanece abierto a pesar de que el valor de carga se incrementa. Se puede afirmar por tanto

que para este tipo de placas (DOP), la rigidez permanece constante para el rango considerado de carga aplicada (300 N), teniendo en cuenta el **"gap" o sin él**. Esto significa que las placas de tipo DOP tienen una gran rigidez, sobretodo en el área cercana a la fractura y por lo tanto evitan que ese espacio se cierre a medida que aumenta la carga. No obstante, el inconveniente que tienen las placas de tipo DOP es que al ser más rígidas, existe un mayor riesgo de aflojamiento de los tornillos de la unión placa-pelvis.

Según los resultados de todas las configuraciones estudiadas en el modelo de EF, se puede deducir, que la placa ventral con 7 tornillos **sin considerar "gap"**, es la que presenta una mayor rigidez. Además, analizar el **"gap"** como se ha hecho en este estudio, es sumamente importante ya que, en función del tamaño del perro, dependerá el valor de este hueco y por lo tanto puede afectar al valor de la rigidez de la unión placa-pelvis.

Como conclusión, este estudio muestra que la unión placa-pelvis con la placa ventral puede ser tan rígida como la fijación de la placa lateral, además de tener la posibilidad de proporcionar una **cierta elasticidad si se considera un "gap"**. Por lo tanto, aunque su cirugía es más invasiva, se recomienda utilizar una fijación de la placa ventral, con el propósito de reducir el aflojamiento de los tornillos así como el fallo de la doble osteotomía pélvica.



CAPITULO 5

Mejora del proceso de ajuste del MEF de discos intervertebrales humanos mediante el método de superficie de respuesta.

“ La cura para todo es siempre el agua salada: el sudor, las lágrimas o el mar ”

Isak Dinesen (1885-1962). Escritora.

5. CAPÍTULO 5. Mejora del proceso de ajuste del Modelo de EF de discos intervertebrales humanos mediante MSR.

5.1. Introducción

5.1.1. Planteamiento del Problema

El disco intervertebral humano (DIV) es una estructura fibrocartilaginosa que se encuentra entre las vértebras de la columna vertebral, y absorbe las presiones y choques asociados al movimiento diario de las personas. Un disco intervertebral sano proporciona la movilidad y flexibilidad necesarias a la columna vertebral y evita el desgaste excesivo de las articulaciones facetarias durante el movimiento diario de la columna vertebral. El comportamiento del DIV es análogo a un balón lleno de agua. El DIV se considera normalmente incompresible, de forma similar a los elastómeros, debido a que está formado por un tejido blando y a su alto contenido en agua. Su compleja estructura permite una movilidad significativa entre las vértebras adyacentes, mientras que a su vez transmite cargas compresivas considerables entre unas vértebras y otras. El DIV está formado por tres regiones distintas [89], estas regiones son el núcleo pulposo, el anillo fibroso y las placas terminales cartilaginosas o endplates.

Las placas terminales (endplates) está compuestas por cartílago hialino con una estructura delgada que cubre todo el núcleo pulposo y alrededor de un tercio del anillo fibroso. La composición de las placas terminales es similar a la del cartílago en general, pero con un contenido menor de agua. La firme región exterior, que se denomina anillo fibroso, mantiene la forma del disco intervertebral. El anillo fibroso es una compleja estructura de anillo que rodea y protege al núcleo pulposo y, por lo tanto, se puede encontrar entre cada par de vértebras adyacentes. Está compuesto por unas capas de fibras concéntricas que tienen aproximadamente un espesor de 1mm. Estas capas son un agregado de fibras de colágeno y están orientadas alternativamente al plano transversal en un ángulo de aproximadamente $\pm 30^\circ$ [90]. La función del anillo fibroso es la de resistir la presión del núcleo en las direcciones radial y tangencial del mismo [91]. Las fibras están rodeadas por un gel de proteoglicano hidratado, más comúnmente llamado sustancia del anillo [92]. La porción interna del anillo es de fibrocartílago y se mezcla de forma gradual con la parte interna del DIV que se llama núcleo pulposo. El núcleo pulposo, es el tejido suave y gelatinoso que funciona como un amortiguador, absorbiendo el impacto de los movimientos diarios del cuerpo. El disco puede estar sujeto a una combinación compleja de cargas, donde el núcleo pulposo se encarga de ayudar a distribuir esta presión uniformemente a través del disco. Esto evita el desarrollo de concentraciones de tensiones que podrían causar daño a las vértebras adyacentes o a sus placas terminales.

Muchos investigadores han estudiado experimentalmente el comportamiento del disco intervertebral de cadáveres humanos mediante ensayos estandarizados (por ejemplo, compresión, flexión, extensión, cortante, torsión y flexión lateral) basados en la rigidez y las protuberancias del disco [93–99]. Hoy en día, por motivos de ética médica, la realización de estudios con cadáveres humanos está disminuyendo de forma progresiva. Sin embargo, muchos investigadores han llevado a cabo sus estudios con animales, cuyo comportamiento es similar al de los humanos [100]. Otros investigadores han realizado estudios modelando el comportamiento de la biomecánica del cuerpo humano mediante métodos numéricos (por ejemplo, método de elementos finitos, método de volumen finito, método de diferencias finitas, etc.). El Método de los Elementos Finitos (MEF), es conocido como una potente herramienta para el diseño y la optimización de dispositivos mecánicos, así como de diferentes partes del cuerpo humano o incluso prótesis de pie, rodilla y cadera. Este método es adecuado cuando se trata de analizar un comportamiento no-lineal [8,11,29–33,101]. A lo largo de los años, varios investigadores han

utilizado el MEF para estudiar el comportamiento mecánico del DIV humano. Muchos de estos trabajos basados en el MEF han propuesto metodologías para ajustar las deformaciones [102], las fuerzas de reacción [103] y la presión intradiscal [104] de los modelos de EF propuestos en cada caso, siendo todos ellos desarrollados, esencialmente, por el método de prueba-error. Sin embargo, los parámetros que definen las complejas estructuras del DIV difieren completamente en cada uno de estos estudios. Además, lograr los parámetros más adecuados que definan correctamente el comportamiento biomecánico de los modelos de EF del disco intervertebral, de acuerdo con los ensayos estandarizados, mediante un método de prueba-error es difícil de conseguir. Esto puede originar un coste computacional inaceptable.

Por este motivo, se ha desarrollado un algoritmo de ajuste u optimización con el objetivo de determinar, de una manera semiautomática, aquellos parámetros que mejor definen el comportamiento biomecánico de cada una de las partes que forman el disco intervertebral (el anillo fibroso, la sustancia del anillo y las fibras de colágeno que lo rodean). El ajuste de éstos parámetros está basado en un rango de estudio de las propiedades mecánicas del disco, las cuales se han extraído de la literatura [105]. Por ejemplo, Ezquerro et al. [106], propusieron un método basado en una técnica de optimización denominada evolución diferencial para calibrar el modelo de EF de una Unidad Vertebral Funcional (UVF), compuesta por los ligamentos, el núcleo pulposo, el arco vertebral y las articulaciones facetarias. En este caso, las cargas estandarizadas que se usaron en el estudio fueron: flexión, extensión, flexión lateral y torsión. Otros autores como Schmidt et al. [107] desarrollaron un algoritmo de optimización capaz de determinar la relación que existe entre los componentes que forman el anillo fibroso (las fibras de colágeno y la sustancia del anillo) para un modelo de EF, utilizando las propiedades mecánicas de los materiales que componen los diferentes tejidos del anillo fibroso extraídas de la literatura. Dicho algoritmo está basado en el ajuste de la rigidez de las fibras de colágeno, donde para cada momento de flexión aplicado, se varió la rigidez de las fibras para aproximar el módulo de Young (E) de la sustancia del anillo con el fin de cumplir el rango de movimientos obtenidos de los resultados in vitro, con una precisión del 99%.

En el trabajo desarrollado en esta tesis, se intenta demostrar cómo la combinación del MEF y MSR (Método de Superficie de Respuesta Múltiple) con funciones de deseabilidad, se puede usar para obtener los parámetros de material más apropiados para definir el comportamiento de los modelos de EF del disco intervertebral lumbar humano. Los métodos de ajuste propuestos se aplican a un DIV humano de tamaño mediano correspondiente al nivel lumbar L3-L4 con dimensiones estándar de 50 mm de ancho, 35 mm de profundidad y 10 mm de altura. El proceso se desarrolla de la siguiente manera: primero se genera un modelo 3D de EF parametrizado, que se compone de los siguientes elementos, el núcleo pulposo, la placa terminal cartilaginosa, las fibras del anillo y la sustancia del anillo fibroso; segundo se simula dicho modelo según el trabajo realizado por Somovilla Gómez et al. [108], y basado en los ensayos estandarizados (compresión, torsión, cortante, flexión, extensión y flexión lateral). Se utilizan once parámetros para definir los modelos de EF parametrizados. Tercero, para cada una de las pruebas estándar, se generan modelos de regresión para modelar seis rigideces y nueve protuberancias de los modelos DIV sanos a medida que se varían los parámetros de los modelos EF. Finalmente, se consigue la combinación óptima de los once parámetros antes mencionados mediante la aplicación de MSR basado en funciones de deseabilidad y de acuerdo a tres criterios de ajuste diferentes. En el primer criterio se consideran las rigideces y protuberancias del disco con la misma importancia para el ajuste de los parámetros del modelo de elementos finitos. En el segundo se considera la rigidez como más importante, mientras que el tercero considera las protuberancias como más importantes. Se observa una concordancia importante entre el comportamiento cinemático que se obtiene con los parámetros optimizados, y los obtenidos experimentalmente de la literatura, lo que demuestra que el método propuesto es una herramienta sumamente importante para usar en el ajuste de modelos sanos de EF de DIV

CAPÍTULO 5. Mejora del proceso de ajuste del MEF de Discos Intervertebrales humanos mediante el Método de Superficie de Respuesta

humano, cuando estos últimos tienen un alto número de parámetros, valores de rigidez, y protuberancias sobre las que deben ajustarse los modelos.

5.1.2. Biomecánica del disco intervertebral (DIV)

El DIV es uno de los elementos más importantes que constituyen la UVF. La UVF es el componente básico estructural de la columna vertebral y que está formada por dos vértebras adyacentes separadas por un DIV, así como los ligamentos que las unen. La UVF excluye otros tejidos como pueden ser los músculos. Se trata por tanto de una estructura compleja que permite un movimiento significativo entre dos vértebras adyacentes mientras se transmiten cargas de compresión entre una vértebra y otra. El movimiento de la columna vertebral durante las actividades diarias es muy complejo porque implica una combinación de movimientos en los planos axial, coronal y sagital. En el plano coronal, el movimiento de la columna se produce cuando un individuo se inclina hacia adelante o hacia atrás. Este movimiento suele ocurrir cuando uno realiza ejercicio o realiza tareas pesadas y es el más usado durante las actividades de la vida diaria. La inclinación de la columna hacia delante se define como flexión y su inclinación hacia atrás se denomina extensión. El movimiento en el plano sagital se produce cuando se inclina lateralmente la columna, hacia la derecha o hacia la izquierda. A este movimiento se le denomina flexión lateral derecha o izquierda. El movimiento de la columna en el plano axial ocurre cuando se gira la columna en sentido horario o antihorario. A este movimiento se le llama torsión. La Figura 5-1 muestra los diferentes movimientos del disco y sus planos anatómicos [109]: (a) planos anatómicos; (b) compresión; (c) flexión lateral; (d) torsión; (e) flexión; (f) extensión.

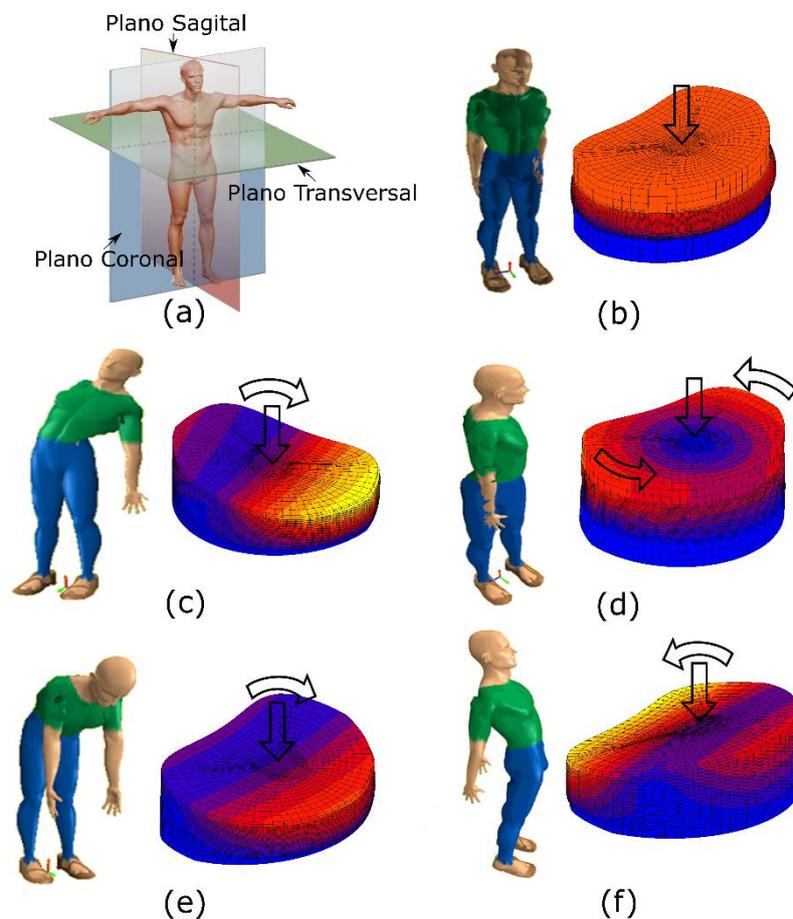


Figura 5-1. (a) Planos anatómicos; (b) Compresión; (c) Flexión Lateral; (d) Torsión; (e) Flexión; (f) Extensión.

5.1.3. Abultamiento del disco o bulge

En esta investigación, se analiza la protuberancia radial del disco (o bulge) en el modelo de EF propuesto. El bulge del disco intervertebral se calculó en tres ubicaciones diferentes (anterior, lateral y posterior) tal y como se muestra en la Figura 5-2 y después de someter al disco intervertebral a esfuerzos de compresión axial, flexión, extensión y flexión lateral. En este estudio los bulges de los ensayos de torsión y cortante no se consideraron. El bulge anterior se produce durante la flexión, el bulge posterior durante la extensión, y el posterior, que se produce hacia la concavidad de la curva espinal, durante la flexión lateral. Uno de los motivos por los que se produce la irritación del nervio raquídeo, así como la hernia del disco, es debido a que al producirse el bulge excesivo del disco intervertebral, este provoca el pinzamiento del nervio. Algunos autores, han llevado a cabo diferentes estudios in vitro que han medido cuidadosamente la protuberancia del disco. En los primeros estudios, solo se aplicó la carga de compresión [110], pero en estudios posteriores, se consideraron los efectos de otras cargas, en sus diferentes direcciones como en el caso de la flexión, extensión y flexión lateral [111–115]. Debido al interés clínico que suscita el estudio del bulge del disco intervertebral en esta tesis se ha tenido en cuenta con el fin de obtener los parámetros óptimos que definan el comportamiento del disco intervertebral sin que se produzca daño en el mismo.

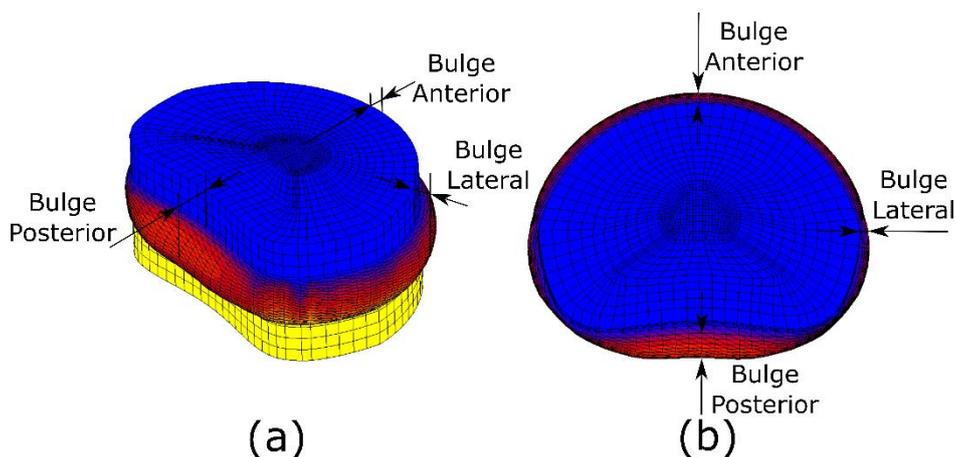


Figura 5-2. (a) Vista tridimensional de los "bulges"; (b) Detalle de los bulges anterior, posterior y lateral

5.1.4. Comportamiento del disco intervertebral. Estudios experimentales.

Durante décadas, la mayoría de los autores han estudiado el comportamiento del disco intervertebral humano mediante ensayos estandarizados. Para ello se usaron cadáveres humanos, de los que obtuvieron la rigidez y el bulge de los discos intervertebrales. Los ensayos estandarizados que se realizaron fueron de compresión, flexión, extensión, cortante, flexión lateral y torsión. Uno de los primeros autores en estudiar el comportamiento del disco intervertebral fue Virgin [116] que investigó las propiedades elásticas del disco para determinar así su contribución a su función dentro de la columna vertebral. Los estudios publicados sobre el comportamiento del DIV humano son muy extensos y existen infinidad de autores que obtienen la rigidez y el bulge correspondiente al disco intervertebral para cada uno de los ensayos estándar y la carga aplicada para obtenerlos. Esta extensa literatura puede consultarse en el trabajo publicado por los autores Somovilla Gómez et al. [117] que se deriva de esta tesis doctoral.

En este sentido, para este trabajo solo se seleccionan quince valores diferentes de rigidez y bulges, así como las cargas correspondientes aplicadas en los diferentes ensayos, para buscar

la combinación óptima de los parámetros del modelo de EF del disco. La Tabla 5-1 resume los 15 diferentes valores de rigidez y bulges que se seleccionan en función de los autores de la literatura existente (seis para la rigidez y nueve para los bulges) y la carga que cada autor aplica en los ensayos estandarizados correspondientes. Estos valores, posteriormente, se utilizaron para ajustar los parámetros que definirán el comportamiento del modelo de EF del disco.

Tabla 5-1. Valores de rigidez y bulges seleccionados de los diferentes ensayos estándar, para ajustar los parámetros que definen el comportamiento del modelo de EF del disco intervertebral lumbar.

Ensayo	Autores	Carga	Rigidez		
Compresión	Rostedt et al. (1998) [93]	500 N	810 N/mm		
Flexión	González Gutierrez (2012) [91]	5 Nm	1,18 Nm/°		
Extensión	Guan et al. (2007) [118]	4 Nm	1,53 Nm/°		
Flexión lateral	Schultz et al. (1979) [97]	10,6 Nm	2,0 Nm/°		
Cortante	Liu et al. (1975) [94]	450 N	300 N/mm		
Torsión	Gardner-Morse et al. (2004) [95]	10 Nm	2,1 Nm/°		

Ensayo	Autores	Carga	Bulge		
			Anterior (mm)	Posterior (mm)	Lateral (mm)
Compresión	Shirazi-Adl et al. (1984) [99]	500 N	0,5	0,75	0,35
Flexión	Reuber et al. (1982) [114]	3,9 Nm	-	0,73	0,07
Extensión	Reuber et al. (1982) [114]	3,9 Nm	-	0,24	0,1
Flexión lateral	Reuber et al. (1982) [114]	9,8 Nm	-	1,13	2,11

5.2. Modelo de EF propuesto para el disco intervertebral.

5.2.1. Uso del MEF para modelizar el disco intervertebral lumbar.

El comportamiento del DIV se ha modelizado muchas veces con el MEF. Dentro de las partes que componen el DIV, la mayoría de los autores consideran el núcleo pulposo como un material incompresible y en general, se considera como un sólido incompresible no lineal [119] o como un fluido incompresible [99]. Este comportamiento no lineal se debe a su condición de tejido blando y a su alto contenido de agua [120,121]. Por el contrario, otros autores han modelizado el núcleo pulposo considerándolo como un sólido isotrópico lineal incompresible con un módulo de Young de 0.1 MPa [90,122–124], 1 MPa [125–129] o con un rango de valores entre 0,5 a 1 MPa [130,131] o entre 1 a 4 MPa [132], y con un módulo de Poisson de 0,4999 o 0,5. Otros autores han considerado la formulación de elastómero incompresible basada en el modelo Mooney-Rivlin para modelar el comportamiento del núcleo pulposo. En este caso, C10 y C0 son los parámetros de las constantes empíricas más utilizados. Por ejemplo, Smit et al. [130] consideraron el núcleo pulposo como incompresible y usaron un modelo Mooney-Rivlin con los parámetros C10 = 0,12 y C0 = 0,09 y $\mu = 0,4999$ para modelizarlo. Otros autores también han considerado un modelo de Mooney-Rivlin con valores de C10 = 0,12 y C0 = 0,03 [91,119,133], mientras que otros han usado valores de C10 = 0,10 y C0 = 0,09 [134,135]. De forma similar, Ibarz et al. [136] consideraron parámetros de C10 = 0,0343 MPa y C0 = 0,1369 MPa (E = 1,0 MPa and $\mu = 0,49$). Por otro lado, Lu et al. [137], Martínez et al. [138], y González Gutiérrez et al. [131] tuvieron en cuenta el comportamiento de las placas terminales cartilaginosas. Asumieron una formulación isotrópica con un módulo elástico E y un módulo de Poisson μ medios de 20 MPa y 0,3, respectivamente. Del mismo modo, Kim et al. [125] y Dicko et al. [126], usaron valores para las placas terminales de E = 24 MPa y $\mu = 0,4$, mientras que Rohlmann et al. [135] y Schmidt et al. [133] usaron valores de E = 23,8 MPa y $\mu = 0,8$. Sin embargo, Denozière [90] consideró valores de E = 12 MPa y $\mu = 0,3$. La literatura proporciona valores del módulo de Young para la sustancia del anillo fibroso de entre 2 MPa a 10 MPa. El valor más comúnmente utilizado es de 4,2 MPa.

Denozière [139], Dietrich et al. [140], y Baroud et al. [119] seleccionaron valores de 4,2 y 10 MPa, respectivamente para el módulo de Young. En lo que respecta al módulo de Poisson, usaron valores de entre 0,35 a 0,45. Otros investigadores consideraron la sustancia del anillo fibroso como incompresible, y usaron un modelo de Mooney-Rivlin con los parámetros de $C_{10} = 0,348$, $C_0 = 0,3$, y $\mu = 0,45$ [134,135,141]. Schmidt et al. [133] utilizó valores de $C_{10} = 0,10$, $C_0 = 0,05$ y $\mu = 0,45$. Dicko et al. [126] consideró $C_{10} = 0,18$, $C_0 = 0,04$, y $\mu = 0,45$. Ayturk et al. [127] consideró la sustancia del anillo como un material hiperelástico no lineal, cuyo comportamiento mecánico se describe con un modelo de deformación Yeoh-Hookean más cercano a los materiales incompresibles y parecido a los elastómeros. Para las fibras de colágeno del anillo fibroso, muchos investigadores han elegido propiedades lineales en sus estudios, lo cual proporciona un promedio de valores para el módulo de Young de aproximadamente entre 360 a 550 MPa y un módulo de Poisson de entre 0,3 a 0,45 [90,119,122,124,125,127]. Sin embargo, Grauer et al. [128] consideraron valores de 175 MPa para todas las fibras del anillo. Otros autores asumen un comportamiento de tensión-deformación para las capas de fibras de colágeno del anillo, basado en una función no lineal [126,133–135,141] y que fue obtenida de estudios anteriores basados en la curva de tensión-deformación que propuso Shirazi-Adl et al. [99]. Ayturk et al. [127] consideró por el contrario, las fibras del anillo como un material hiperelástico con un modelo de comportamiento Yeoh-Hookean definido por los siguientes parámetros con $C_{10} = 0,0146$, $C_{20} = -0,0189$, $C_{30} = 0,04$; $a_3 = 0,03$; y $b_3 = 120$.

La Tabla 5-2 muestra un largo número de parámetros que algunos investigadores han usado durante los últimos 30 años para desarrollar modelos de EF del disco intervertebral. Los únicos ajustes encontrados en la literatura de los modelos de EF de acuerdo con los ensayos estandarizados, se llevaron a cabo mediante prueba-error, pero de esta manera resulta muy difícil y costoso realizarlo. Hasta la fecha, ningún autor ha utilizado un método de ajuste de estos parámetros, y solamente los autores Somovilla Gómez et al. [108] han usado el MEF y MSR minería de datos para ajustar los parámetros que mejor definen el comportamiento de los modelos de EF del disco intervertebral humano.

Tabla 5-2. Rango de materiales basados en la literatura para definir el comportamiento de modelos de EF del DIV humanos.

Autores	Núcleo Pulposo				Placa Terminal Cartilaginosa		Sustancia del Anillo				Fibras del Anillo					
	Parámetros de EF		Parámetros de EF		Parámetros de EF		Parámetros de EF				Parámetros de EF					
	Mooney-Rivlin Max.		Isotropic		Isotropic		Mooney-Rivlin		Isotropic		F1	F2	F3	F4	F5	
	C10	C0	E	μ	E	μ	C10	C0	E	μ		E			μ	
Kim y Chun (2015) [125]	-	-	1	0,4999	24	0,40	-	-	4,2	0,45		550-358			0,3	
Dicko et al. (2015) [126]	-	-	1	0,4999	24	0,40	0,18	0,045	-	0,45		Tensión-deformación curva no-lineal				
González et al. (2015) [131]	0,12	0,03	$0,5 < E < 1$	$0,4 < \mu < 0,5$	20	0,3	-	-	0,75-5	0,35-0,5		-			-	
Ibarz, Elena et al. (2014) [136]	0,0343	0,1369	-	-	-	-	-	-	4,2	0,45	550	503	455	408	360	0,3
Tsouknidas et al (2012) [124]	-	-	0,2	0,4999	-	-	-	-	4,2	0,45	550	485	440	420	360	0,45
Ayturk, U.M. (2010) [127]	-	-	1	0,4999	23,8	0,8	C10 = 0,0146; C20 = -0,0189; C30 = 0,041				a3 = 0,03; b3 = 120					
Schmidt, Kettler (2007) [133]	0,12	0,03	-	0,4999	23,8	0,8	0,10	0,05		0,45	* Tensión-Deformación curva por Shirazi: $\sigma = 23,000 \times \epsilon^{1,9}$					
Rohlmann et al. (2006) [135]	0,10	0,09	-	0,4999	23,8	0,8	0,348	0,3	0,42	0,45	* Tensión-Deformación curva por Shirazi: $\sigma = 23,000 \times \epsilon^{1,9}$					
Rohlmann, Zander (2006) [134]	0,10	0,09	-	0,4999	-	-	0,348	0,3	0,42	0,45	* Tensión-Deformación curva por Shirazi: $\sigma = 23,000 \times \epsilon^{1,9}$					
Grauer et al. (2006) [128]	-	-	1	0,4999	-	-	-	-	4,2	0,45	175	175	175	175	175	-
Dietrich, M. et al. (2005) [140]	-	-	0,012	0,4999	-	-	-	-	10	0,35	-	-	-	-	-	-
Denozière, G. et al (2004) [90]	-	-	0,1	0,4999	12	0,3	-	-	4,2	0,45	550	485	440	420	360	0,3
Baroud et al. (2003) [119]	0,12	0,03	-	-	-	-	-	-	8	0,45	500	485	420	360	-	-
Pitzen et al. (2002) [122]	-	-	0,1	0,4999	-	-	-	-	4,2	0,45	500	485	420	360	-	-
Dooris et al. (2001) [129]	-	-	1	0,49	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Eberlain et al. (2001) [141]	Fluido, Incompresible		-	-	23,8	0,4	0,348	0,3	4	0,4	* Tensión-Deformación curva por Shirazi: $\sigma = 23,000 \times \epsilon^{1,9}$					
Martínez et al. (1997) [138]	-	-	-	-	20	0,3	-	0,3	-	-	-	-	-	-	-	-
Lu et al. (1996) [137]	-	-	-	-	20	0,3	-	-	4,2	0,45	-	-	-	-	-	-
Smit et al. (1997) [130]	0,12	0,09	$0,5 < E < 1$	0,4999	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Sharma et al. (1995) [123]	-	-	0,1	0,4999	-	-	-	-	4,2	0,5	-	-	-	-	-	-
Lavaste et al. (1992) [132]	-	-	$1 < E < 4$	0,5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Shirazi-Adl et al. (1984) [99]	Fluido, Incompresible		-	-	-	-	-	-	4,2	0,45	$\sigma = 23,000 \times \epsilon^{1,9}$					

Yeoh material. Coeficientes de Material: C10 = 0,0146; C20 = -0,0189; C30 = 0,041; a3 = 0,03; b3 = 120 (b3 adimensional). C10 = 0,0343 MPa; C0 = 0,1369 MPa. Se realizó un análisis elástico con un módulo de Young de 1,0 MPa y módulo de Poisson de 0,49 con resultados similares y un cambio de volumen de menos de 0. * En la curva de Tensión-deformación por Shirazi et al. [99]: en este caso, ϵ es el valor de la Deformación y σ es el de la Tensión.

5.2.2. Modelo de EF propuesto para el disco intervertebral

En esta investigación se considera el modelo de EF del disco intervertebral formado por cuatro partes principales. Esta elección está basada en los trabajos de otros autores que también modelaron el disco intervertebral con EF como se expone en el apartado anterior (ver Tabla 5-1). Estas cuatro partes que constituyen el DIV son, el anillo fibroso (sustancia del anillo y fibras), el núcleo pulposo y las dos placas terminales cartilaginosas que lo unen a las vértebras. La Figura 5-3 muestra una vista en 3D del modelo propuesto de elementos finitos del DIV humano. En la zona lumbar de la columna, el núcleo está localizado entre la mitad y el tercio posterior del diámetro sagital y su volumen es entre el 30 y 50% del volumen de disco total [109]. En algunos estudios de análisis por EF de la zona lumbar el volumen del núcleo se toma como el 43% del total del disco; este será el valor que se asume en esta tesis.

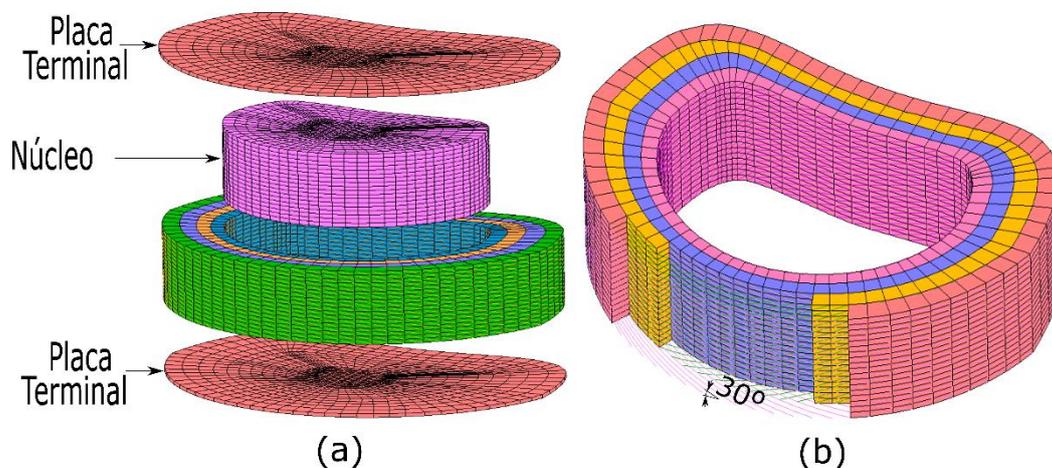


Figura 5-3. (a) Detalles del modelo de EF formado por las placas terminales, núcleo pulposo, anillo fibroso; y (b) detalle del ángulo de orientación ($\pm 30^\circ$) de las cinco capas de fibras diferentes.

El núcleo pulposo se considera como un material sólido incompresible, hiperelástico no lineal. Su comportamiento mecánico se formula con un modelo de deformación Mooney Rivlin de acuerdo con las constantes empíricas C_{10} y C_0 [119,130]. Debido a que el núcleo pulposo se considera prácticamente incompresible, y con el fin de prevenir el bloqueo volumétrico en la simulación del modelo de EF, se utilizan elementos hexaédricos de ocho nodos formulados con integración completa de tipo Herrmann [142,143]. El anillo fibroso está constituido por una sustancia homogénea de gel de proteoglicano hidratado reforzado por una estructura de fibras de colágeno paralelas entre sí. El modelo que se presenta en el siguiente trabajo de EF incluye cinco capas de fibras que se orientan en un ángulo de $\pm 30^\circ$ con respecto al plano transversal. Las fibras se simulan mediante elementos tridimensionales lineales de dos nodos unidireccionales. La sustancia homogénea del anillo se simula con elementos hexaédricos isoparamétricos de ocho nodos. Para las cinco capas de Fibras del modelo de EF del disco que se denominan como sigue: Fiber12, Fiber34, Fiber56, Fiber78 y Fiber910, se asume un rango de módulo de elasticidad E de entre 550 a 360 MPa, respectivamente. Las placas terminales, las cuales están compuestas por cartílago hialino, unen el disco a las vértebras. En el modelo de EF del disco intervertebral se consideran las placas terminales con una formulación isotrópica (módulo elástico E y módulo de Poisson μ).

Se han seleccionado 11 parámetros de material (propiedades mecánicas), que definen el comportamiento del modelo de elementos finitos del disco intervertebral humano. Estos parámetros son ajustados en función de los diferentes ensayos de compresión, flexión, extensión, etc. En la Tabla 5-2 se resumen los once parámetros de material propuestos para este estudio.

Tabla 5-3. Rango de parámetros de material propuestos para definir el comportamiento del modelo de EF del disco intervertebral humano.

Tejidos	EF Parámetros		Tissue	EF Parámetros	
	Min.	Max.		Min.	Max.
Núcleo Pulposos			Anillo Fibroso	(E)	(E)
C10	0,11	0,14	Fiber12	515,0	550,0
C0	0,02	0,04	Fiber34	503,0	515,0
Placa Terminal			Fiber56	455,0	503,0
E	23,0	55,0	Fiber78	408,0	455,0
μ	0,3	0,4	Fiber910	360,0	408,0
-	-	-	E Anillo Fibroso	4,0	4,2
-	-	-	μ Anillo Fibroso	0,25	0,45

5.2.3. Configuración del modelo de EF y tamaño de malla

Debido a los grandes desplazamientos y deformaciones a las cuales se ve sometido el disco intervertebral en este estudio, así como debido al comportamiento hiperelástico del núcleo pulposos, se utiliza un análisis no lineal con formulación "updated Lagrangian" para la simulación del modelo de EF. El tamaño de malla que se establece para cada una de las cuatro partes del disco intervertebral, se basa en la extensa literatura disponible [144,145]. En este caso, el tamaño de malla más grande se aplica a los elementos hexaédricos de la placa terminal y del anillo fibroso, cuyo tamaño fue de 2,2 mm, mientras que el tamaño más pequeño fue de 0,5 mm, que se corresponde con el espesor de la propia placa terminal (Ver Figura 5-4a). En el caso del núcleo pulposos el tamaño de malla utilizado más grande es de 1.6 mm y el tamaño más pequeño es de 0,3 mm (Ver Figura 5-4b). Los tamaños de malla que se establecen para los modelos de EF propuestos son más pequeños para cada una de las cuatro partes del disco intervertebral, que los tamaños establecidos en los modelos de EF propuestos en la literatura. En otras palabras, la discretización que se elige para el modelo de EF favorece la obtención de resultados más satisfactorios, sin tener que realizar un refinamiento adicional de la malla.

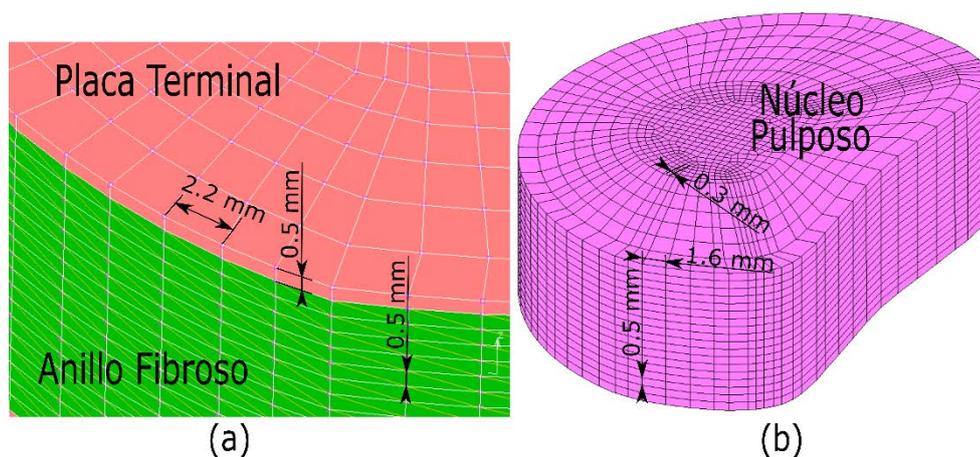


Figura 5-4. (a) Detalle del tamaño de malla del endplate y anillo fibroso; (b) Detalle del tamaño de malla del núcleo pulposos

5.2.4. Dimensiones del disco intervertebral

Durante décadas, muchos autores han estudiado el comportamiento cinemático del disco intervertebral humano de pacientes de diferentes edades, sexos y estaturas, así como con diferentes estados degenerativos del propio disco. Muchos de estos estudios están basados exclusivamente en estudios experimentales usando discos intervertebrales de cadáveres y otros se basan principalmente en modelos de EF de discos para el estudio de su cinemática. Para un amplio rango de pacientes analizados en los anteriores estudios mencionados, todos los discos intervertebrales lumbares correspondientes al segmento L1-L5 se caracterizaron por tener una anchura, profundidad y altura muy similares (Ver Figura 5-5). Esto es importante puesto que, para los trabajos basados en el MEF, el modelo de EF del disco intervertebral se tiene que validar o bien con los datos obtenidos de los ensayos experimentales realizados por los propios autores, o bien se valida con los datos obtenidos de otros autores encontrados en la literatura.

En la Tabla 5-3 se resumen las dimensiones anatómicas del segmento lumbar L1-L5 y de los diferentes discos intervertebrales estudiados. Como se puede observar en las referencias de la Tabla 5-3, las dimensiones de los discos son muy similares para el rango de pacientes estudiados. Además, también se puede observar en esta tabla que los autores validan sus modelos de EF con los datos experimentales obtenidos de otros estudios realizados por otros autores. Por este motivo, el modelo de EF del disco intervertebral que fue estudiado en el presente trabajo ha sido desarrollado en base al estudio realizado por Denozière y Ku [139], cuyas dimensiones fueron las siguientes, de acuerdo a la Figura 5-5a (ancho = 50 mm, profundidad = 35 mm, altura = 10 mm, y área = 1440 mm²).

Tabla 5-4. Resumen de las dimensiones del disco intervertebral según los trabajos desarrollados por diferentes autores encontrados en la literatura.

Resumen de las Dimensiones Anatómicas del DIV para el segmento lumbar L1-L5								
Autores	Muestra (n)	Nivel Lumbar	Sexo	Edad Media (De...a...)	Ancho (mm)	Profundidad (mm)	Altura (mm)	Área (cm ²)
Rostedt et al. (1998) [93]	4	L3-L4	-	45	-	-	12	-
Schultz et al. (1979) [97]	1	L1-L5	hombre	35	-	-	-	1590
Schultz et al. (1979) [97]	1	L1-L5	hombre	40	-	-	-	1680
Schultz et al. (1979) [97]	1	L1-L5	hombre	53	-	-	-	1500
Zhou et al. (2000) [146]	55	L3-L5	hombre	50 (22-80)	53	37,5	12,2	1492 ± 173.8
Zhou et al. (2000) [146]	71	L3-L5	mujer	49 (22-80)	50,5	35,4	11,3	1492 ± 173.8
Panjabi (1992) [147]	60	L1-L5	-	46,3 (19-59)	48,1	34,7	-	-
Eijkelkamp (2002) [148]	60	L1-L5	-	(18-65)	-	-	13,5	-
Nissan y Gilad (1986) [149]	157	L1-L5	-	26,8 (20-38)	-	34,6	10,8	-
Tibrewal y Pearcy (1985) [150]	11	L1-L5	-	29,5 (25-36)	-	33	9,8	-
Wolf et al. (2001) [151]	55	L1-L5	-	(20-90)	44,1	31,7	-	-
Amonoo-Kuofi (1991) [152]	305	L1-L5	hombre	(10-64)	-	42,8	13,5	-
Amonoo-Kuofi (1991) [152]	310	L1-L5	mujer	(10-61)	-	39,9	13	-
Schmidt et al. (2006) [105]	-	L4-L5	-	-	58,7	37,4	-	-
Kim y Chun (2015) [125]	1	L4-L5	hombre	46	-	-	-	1119
González et al. (2015) [131]	5	L2-L3	hombre/mujer	(65-75)	-	-	9,9	1739
González et al. (2015) [131]	5	L4-L5	hombre/mujer	(65-75)	-	-	10	1951
Shirazi-Adl et al. (1984) [99]	1	L2-L3	mujer	29	49,2	34	11	1371
Smit et al. (1997) [130]	-	L4	-	-	42	35	-	-
Ibarz, Elena et al. (2014) [136]	25	L5-S1	-	27,4	-	-	-	-
Ayturk, U.M. (2010) [127]	-	L1-L5	mujer	49	-	-	-	-
Weisse et al. (2012) [153]	-	L4-L5	hombre	43	50,3	33,7	12,8	-
Denozière (2004) [90]	-	L3-L4	-	-	50	35	10	1440

5.2.5. Aplicación de cargas y condiciones de contorno

En la presente tesis, las condiciones de contorno aplicadas a los modelos de EF propuestos se aplican de manera similar al trabajo desarrollado por Denozière [90,91], Denozière y Ku [139]. Cabe recordar que el modelo propuesto de EF del disco intervertebral está compuesto por el núcleo pulposo, la placa terminal, anillo fibroso y las capas de fibras, así como dos soportes de acero a los que se pegó el disco y que sirven para favorecer la aplicación de las cargas (ver Figura 5-5a). Las condiciones de contorno aplicadas al modelo de EF propuesto para obtener la rigidez a compresión se aplicaron de la siguiente manera (ver Figura 5-5b). En el soporte de acero superior se aplicó la presión P_c que fue calculada mediante la siguiente ecuación:

$$P_c = \frac{F_{\max}}{S} \quad (\text{Ec. 5-1})$$

donde F_{\max} es la carga máxima para el ensayo de compresión, cuyo valor fue de 500 N (Ver Tabla 5-1). S es la superficie superior del soporte de acero, cuya área es de 1440 mm². El valor de la rigidez a compresión se obtiene a partir del desplazamiento en "Z".

Las condiciones de contorno para obtener el valor de rigidez para el ensayo de flexión se aplican de la siguiente manera (ver Figura 5-5c): el par máximo correspondiente al ensayo de flexión (B_{\max}) se aplica en el área anterior del soporte superior de acero, que, en este caso, es de 5 Nm (Ver Tabla 5-1). La presión P_b se calcula según la siguiente ecuación:

$$P_b = \frac{B_{\max}}{S_a \cdot CG} \quad (\text{Ec. 5-2})$$

donde S_a es el área anterior del disco intervertebral con un valor de 745 mm², y donde CG es la distancia desde el centro geométrico de la superficie del disco o eje instantáneo de rotación (EIR) al centro de gravedad de S_a . El valor de la rigidez a la flexión se calcula una vez que se obtiene el ángulo α . Las condiciones de contorno del modelo de EF requeridas para obtener la rigidez a flexión lateral se aplican de manera similar al proceso para obtener la flexión (ver Figura 5-5d). Se aplica una presión P_{lb} sobre la mitad del área del soporte de acero de la parte superior, que se calcula según la siguiente ecuación:

$$P_{lb} = \frac{LB_{\max}}{(S/2) \cdot CG} \quad (\text{Ec. 5-3})$$

donde LB_{\max} es el momento máximo para el ensayo de flexión, que en este caso fue de 10.6 Nm (Ver Tabla 5-1). $S/2$ es el área del disco intervertebral que es considerada para la aplicación de la carga en la flexión lateral y cuyo valor es de 720 mm² y donde CG , es la distancia del centro geométrico del disco al centro de gravedad del área $S/2$ (ver Figura 5-5d). La rigidez a flexión lateral se obtiene a partir del ángulo β .

Para obtener la rigidez a torsión (Ver Figura 5-5e) se aplica una fuerza F_t (en este caso en la dirección Y) a un grupo de nodos que pertenecen a la periferia de la placa superior de acero, de tal forma que se produzca la torsión del disco. Para que la carga F_t forme siempre un ángulo de 90° con respecto a un R dado, se considera un análisis de tipo "following force". El valor de esta fuerza F_t se calcula con la siguiente ecuación:

$$F_t = \frac{T_{\max}}{n \cdot R} \quad (\text{Ec. 5-4})$$

donde T_{\max} es el máximo valor de torsión, en este caso con valor de 10 Nm (Ver Tabla 5-1), y donde, n es el número de nodos donde se aplica la carga F_t y R es la mitad de la anchura del disco intervertebral (en este caso es 25 mm). El valor de la rigidez a flexión lateral se obtiene a

partir del ángulo η . Finalmente, las condiciones de contorno necesarias para obtener la rigidez a cortante (Figura 5-5f) se aplican como sigue: en todos los nodos en la superficie superior del soporte de acero, se aplica una carga F_s en la dirección Y. El valor de esta fuerza F_s se calcula con la siguiente ecuación:

$$F_s = \frac{F_{\max}}{n} \quad (\text{Ec. 5-5})$$

donde F_{\max} es el valor del par máximo, que es 450 N en este caso (Ver Tabla 5-1), y n es el número de nodos sobre los que se aplica la carga F_s . El valor de la rigidez a cortante se obtiene del desplazamiento (y) de estos nodos. Además, para todas las simulaciones propuestas anteriormente, se impone una condición límite de empotramiento de todos los nodos en el soporte inferior de acero.

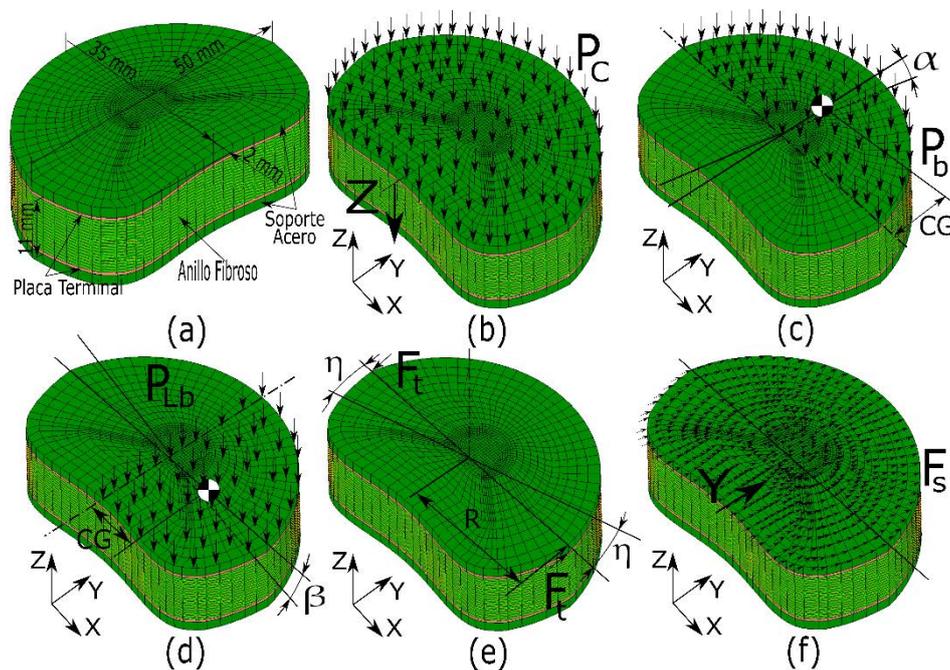


Figura 5-5. Disco Intervertebral (DIV) dimensiones y condiciones de contorno aplicadas en los ensayos estandarizados: (a) dimensiones DIV; (b) carga a compresión; (c) carga de flexión; (d) carga flexión lateral; (e) carga de torsión; y (f) carga de cortante.

5.3. Obtención de los modelos de regresión

5.3.1. Diseño de experimentos

Para la aplicación del MSR se necesita establecer un diseño de experimentos (DoE) con el fin de obtener los modelos de regresión más aproximados con el mínimo número de experimentos posibles [154], evitando así el alto coste computacional. Se proponen diferentes DoE, entre ellos un diseño factorial completo 2^k [35], para el cual se generan 2^k experimentos, donde k es el número de factores. En el caso de esta tesis $k=11$ (C0, C10, Fiber12, Fiber34, Fiber56, Fiber78, Fiber910, Annulus_E, Annulus_μ, Cartil_E, y Cartil_μ), que son los parámetros a ajustar del modelo de EF, por lo que el número de experimentos para este tipo de diseño es de 2048. Si, en lugar de un diseño factorial completo 2^k se emplease un diseño 3^k factorial, sería necesario generar 177147 experimentos. Ambos DoE cubren suficientemente el espacio dentro del rango de posibilidades, pero la cantidad de experimentos o simulaciones a realizar implican un coste computacional tan alto que son imposibles de aplicar. Se ha probado también con otros tipos de DoE como son el Diseño Central Compuesto (CCD, Central Composite Design,) y el diseño Box-

Behnken (BBD), para los cuales se generan 2070 y 176 experimentos respectivamente [46], con lo que se reduce de forma significativa el número de experimentos empleados en el diseño 3k. En esta tesis finalmente, se usa un diseño factorial fraccionado que solo requiere 128 simulaciones de EF. Este reducido número de simulaciones es suficiente para cubrir todo el espacio dentro del rango de posibilidades y permite buscar los parámetros óptimos que definan el comportamiento del disco intervertebral. En la Tabla 5-5 se muestran algunos de las 128 combinaciones de los 11 parámetros (C0, C10, Fiber 12, AnnulusE, etc.) correspondientes a las propiedades mecánicas aplicadas al modelo de EF del disco intervertebral que se generan con el diseño factorial fraccionado de dos niveles, cuando el rango considerado es el que aparece en la Tabla 5-3. La matriz de diseño y su correspondiente combinación de parámetros que definen como ya se ha dicho el comportamiento del modelo de EF del disco intervertebral lumbar humano, se generan usando del programa estadístico "R" [37].

Tabla 5-5. Matriz de diseño para simulación de modelos de EF al considerar la combinación de 128 parámetros (entradas)

Run	C10	C0	Fiber 12	Fiber 34	Fiber 56	Fiber 78	Fiber 910	Annulus E	Annulus μ	Cartil E	Cartil μ
1	0,11	0,02	515	503	455	408	360	4	0,25	55	0,4
2	0,14	0,02	515	503	455	408	360	4,2	0,45	23	0,3
3	0,11	0,04	515	503	455	408	360	4,2	0,45	23	0,4
4	0,14	0,04	515	503	455	408	360	4	0,25	55	0,3
5	0,11	0,02	550	503	455	408	360	4,2	0,45	55	0,3
6	0,14	0,02	550	503	455	408	360	4	0,25	23	0,4
7	0,11	0,04	550	503	455	408	360	4	0,25	23	0,3
8	0,14	0,04	550	503	455	408	360	4,2	0,45	55	0,4
9	0,11	0,02	515	515	455	408	360	4,2	0,25	23	0,4
10	0,14	0,02	515	515	455	408	360	4	0,45	55	0,3
...
120	0,14	0,04	550	503	503	455	408	4	0,45	23	0,4
121	0,11	0,02	515	515	503	455	408	4	0,25	55	0,4
122	0,14	0,02	515	515	503	455	408	4,2	0,45	23	0,3
123	0,11	0,04	515	515	503	455	408	4,2	0,45	23	0,4
124	0,14	0,04	515	515	503	455	408	4	0,25	55	0,3
125	0,11	0,02	550	515	503	455	408	4,2	0,45	55	0,3
126	0,14	0,02	550	515	503	455	408	4	0,25	23	0,4
127	0,11	0,04	550	515	503	455	408	4	0,25	23	0,3
128	0,14	0,04	550	515	503	455	408	4,2	0,45	55	0,4

5.4.1. Resultados del modelo de EF

Después de que se crearon los modelos parametrizados de EF del DIV, se realizan las 128 simulaciones mediante un procedimiento automático y según la matriz de diseño que aparece en la Tabla 5-5. La Tabla 5-6 muestra los valores de la rigidez y las bulges que se obtienen de las simulaciones de EF. Estos valores se denominan de la siguiente manera y se agrupan de acuerdo con la prueba o ensayo estándar correspondiente. Para el ensayo de compresión, los valores de la bulge anterior, posterior y lateral como: Comp_bulgeA, Comp_bulgeL, Comp_bulgeP, así como la rigidez obtenida como: Comp_stiff. El mismo criterio se aplica para los ensayos de cortante, extensión, flexión lateral, flexión y Torsión: Shear_stiff, Exte_bulgeL, Exte_bulgeP, Exte_stiff, LBend_bulgeL, LBend_bulgeP, LBend_stiff, Flex_bulgeL, Flex_bulgeP, Flex_stiff, y Tors_stiff. Estos 128 valores forman el conjunto de datos de entrenamiento que se usan para generar los modelos de regresión. En los siguientes apartados de este capítulo se muestra el proceso para generar y optimizar dichos modelos.

Tabla 5-6. Resultados obtenidos de las simulaciones de los modelos de EF, según la combinación de 128 parámetros de material de la Tabla 5-5

Run	Comp BulgeA	Comp BulgeL	Comp BulgeP	Comp Stiff	Shear Stiff	Exte BulgeL	Exte BulgeP	Exte Stiff	LBend BulgeL	LBend BulgeP	LBend Stiff	Flex BulgeL	Flex BulgeP	Flex Stiff	Tors Stiff
1	0,265	0,089	0,593	984,510	305,752	0,095	0,574	1,744	0,773	1,085	1,998	0,076	0,351	1,635	3,593
2	0,337	0,133	0,730	1271,883	281,371	0,137	0,830	2,121	0,970	1,929	1,581	0,095	0,288	1,762	3,264
3	0,347	0,140	0,758	1253,827	275,927	0,139	0,861	2,094	1,386	2,136	1,320	0,093	0,301	1,646	3,150
4	0,256	0,085	0,553	1017,076	315,425	0,096	0,566	1,779	0,798	1,051	2,257	0,073	0,303	1,686	3,640
5	0,298	0,094	0,665	1500,886	306,597	0,096	0,696	2,406	0,617	1,254	3,268	0,080	0,321	2,227	3,618
6	0,290	0,111	0,694	897,694	284,611	0,135	0,667	1,627	1,520	1,805	1,160	0,076	0,331	1,348	3,191
7	0,286	0,108	0,683	891,309	285,801	0,135	0,644	1,619	1,349	1,653	1,322	0,082	0,334	1,394	3,271
8	0,295	0,092	0,634	1548,473	316,704	0,095	0,685	2,461	0,672	1,188	3,215	0,076	0,280	2,309	3,682
9	0,290	0,113	0,711	901,414	289,552	0,132	0,661	1,661	1,531	1,892	1,130	0,078	0,349	1,338	3,320
10	0,304	0,095	0,670	1474,443	300,617	0,099	0,728	2,351	0,625	1,237	3,229	0,081	0,301	2,192	3,447
...
120	0,345	0,136	0,752	1256,486	278,278	0,139	0,875	2,063	1,322	2,070	1,382	0,090	0,284	1,673	3,016
121	0,260	0,088	0,596	989,416	313,213	0,094	0,574	1,749	0,778	1,086	1,990	0,076	0,352	1,635	3,665
122	0,333	0,131	0,731	1276,741	287,840	0,135	0,829	2,127	0,961	1,928	1,583	0,094	0,289	1,766	3,318
123	0,342	0,139	0,760	1258,926	282,358	0,137	0,860	2,100	1,374	2,137	1,325	0,092	0,302	1,652	3,201
124	0,252	0,085	0,555	1022,062	322,997	0,095	0,565	1,783	0,801	1,052	2,250	0,073	0,304	1,686	3,723
125	0,294	0,092	0,667	1507,286	314,067	0,094	0,693	2,414	0,614	1,251	3,262	0,079	0,322	2,230	3,670
126	0,286	0,110	0,697	901,330	291,307	0,133	0,667	1,630	1,524	1,809	1,160	0,076	0,332	1,350	3,255
127	0,282	0,107	0,685	894,800	292,534	0,134	0,644	1,621	1,351	1,654	1,321	0,082	0,335	1,395	3,333
128	0,291	0,091	0,635	1555,367	324,328	0,093	0,684	2,469	0,670	1,186	3,210	0,076	0,281	2,310	3,740

5.4.2. Análisis de la Varianza

La Ec. 3-3 (ver Capítulo 3), fue ajustada con los datos que aparecen en las Tabla 5-5 y Tabla 5-6 para obtener las ecuaciones de los modelos de regresión para todas las salidas mediante el paquete de software "R" [28]. Cada una de las salidas, se muestran a continuación (ver Ec. 5-6 a Ec. 5-7). Estas ecuaciones se obtuvieron mediante una combinación de polinomios, generados a partir de las variables de entrada. Dichas salidas son: Comp_bulgeA, Comp_bulgeL, Comp_bulgeP, Comp_stiff, Shear_stiff, Exte_bulgeL, Exte_bulgeP, Exte_stiff, LBend_bulgeL, LBend_bulgeP, LBend_stiff, Flex_bulgeL, Flex_bulgeP, Flex_stiff, y Tors_stiff.

$$\begin{aligned} \text{Comp_bulgeA} = & 0.453125 - 0.150922 \times C10 - 0.154598 \times C0 - 4.4 \times 10^{-0.5} \\ & \times \text{Fiber12} - 2.8 \times 10^{-0.5} \times \text{Fiber56} - 2.3 \times 10^{-0.5} \times \text{Fiber78} - 2.5 \times 10^{-0.5} \\ & \times \text{Fiber910} - 0.034134 \times \text{Annulus_E} + 0.262148 \times \text{Annulus_}\mu \\ & - 0.001137 \times \text{Cartil_E} + 0.040998 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-8})$$

$$\begin{aligned} \text{Comp_bulge L} = & 0.169454 - 0.084948 \times C10 - 0.087169 \times C0 - 5 \times 10^{-0.5} \\ & \times \text{Fiber12} - 0.006264 \times \text{Annulus_E} + 0.088348 \times \text{Annulus_}\mu \\ & - 0.001015 \times \text{Cartil_E} + 0.031074 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-9})$$

$$\begin{aligned} \text{Comp_bulge P} = & 1.206599 - 0.91178 \times C10 - 0.915255 \times C0 \\ & - 0.113434 \times \text{Annulus_E} + 0.442496 \times \text{Annulus_}\mu - 0.003303 \\ & \times \text{Cartil_E} + 0.117189 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-10})$$

$$\begin{aligned} \text{Comp_stiff} = & -635.243327 + 822.048324 \times C10 + 834.364625 \times C0 \\ & + 180.06106 \times \text{Annulus_E} + 2051.947822 \times \text{Annulus_}\mu \\ & + 5.673156 \times \text{Cartil_E} \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-11})$$

$$\begin{aligned} \text{Cort_stiff} = & -70.312808 + 199.672441 \times C10 + 199.736145 \times C0 \\ & + 0.02166 \times \text{Fiber12} + 0.055155 \times \text{Fiber34} + 0.031639 \times \text{Fiber56} \\ & + 0.057449 \times \text{Fiber78} + 0.044255 \times \text{Fiber910} + 58.151336 \times \text{Annulus_E} \\ & - 72.981833 \times \text{Annulus_}\mu + 0.926751 \times \text{Cartil_E} - 16.717294 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-12})$$

$$\begin{aligned} \text{Exte_bulgeL} = & 0.083398 + 0.00016 \times \text{Fiber_910} + 0.028063 \times \text{Annulus_}\mu \\ & - 0.001135 \times \text{Cartil_E} \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-13})$$

$$\begin{aligned} \text{Exte_bulgeP} = & -0.243941 + 0.001987 \times \text{Fiber910} + 0.76198 \times \text{Annulus_}\mu \\ & - 0.003522 \times \text{Cartil_E} \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-14})$$

$$\begin{aligned} \text{Exte_stiff} = & 6.205107 - 0.01339 \times \text{Fiber910} + 2.595841 \times \text{Annulus_}\mu \\ & + 0.008305 \times \text{Cartil_E} \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-15})$$

$$\begin{aligned} \text{LBend_bulgeL} = & 1.574761 - 1.014308 \times C10 - 0.929876 \times \text{Annulus_}\mu \\ & - 0.017706 \times \text{Cartil_E} + 1.620387 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-16})$$

$$\begin{aligned} \text{LBend_bulgeP} = & 2.995354 - 3.019289 \times C10 - 3.118902 \times C0 \\ & - 0.212027 \times \text{Annulus_E} + 1.351171 \times \text{Annulus_}\mu - 0.023247 \times \text{Cartil_E} \\ & + 0.84824 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-17})$$

$$\begin{aligned} \text{LBend_stiff} = & -1.428516 + 1.708987 \times C10 + 0.297374 \times \text{Annulus_E} \\ & + 3.014858 \times \text{Annulus_}\mu + 0.041594 \times \text{Cartil_E} - 1.896308 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-18})$$

$$\begin{aligned} \text{Flex_bulgeL} = & 0.125918 - 0.064104 \times C10 - 0.060597 \times C0 \\ & -3.1e - 0.5 \times \text{Fiber12} - 0.00418 \times \text{Annulus_E} + 0.04945 \times \text{Annulus_}\mu \\ & -0.000311 \times \text{Cartil_E} - 0.019064 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-19})$$

$$\begin{aligned} \text{Flex_bulgeP} = & 0.681909 - 0.920479 \times C10 - 0.921496 \times C0 \\ & -0.048626 \times \text{Annulus_E} - 0.113105 \times \text{Annulus_}\mu + 0.039252 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-20})$$

$$\begin{aligned} \text{Flex_stiff} = & -0.697824 + 1.433372 \times C10 + 1.443693 \times C0 \\ & +0.269714 \times \text{Annulus_E} + 2.099688 \times \text{Annulus_}\mu + 0.013196 \times \text{Cartil_E} \\ & -0.368862 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-21})$$

$$\begin{aligned} \text{Tors_stiff} = & -2.079685 + 1.056596 \times C10 + 0.901329 \times C0 \\ & +0.00263 \times \text{Fiber34} - 0.000469 \times \text{Fiber56} + 0.001202 \times \text{Fiber78} \\ & +0.908448 \times \text{Annulus_E} - 0.905043 \times \text{Annulus_}\mu + 0.013001 \times \text{Cartil_E} \\ & -0.521362 \times \text{Cartil_}\mu \end{aligned} \quad (\text{Ec. 5-22})$$

Se realiza también una prueba ANOVA para comprobar si las variables que se utilizaron en los modelos de regresión lineal eran estadísticamente significativas. La mayoría de las variables obtuvieron un p-value inferior a 0,01 lo que significa que dichas variables sí son estadísticamente significativas. Las tablas correspondientes a todos los valores obtenidos en el análisis ANOVA para cada una de las salidas se pueden ver en el trabajo publicado por los autores Somovilla Gómez et al. [117], (ver Tablas 11 a 25). Además, de este análisis también se calculó el coeficiente de correlación múltiple (R^2) como una medida de la variación en torno a la media que produjo el modelo de regresión. Los resultados muestran que todos los valores de R^2 están cerca de uno. Esto indica que estos modelos poseen un buen ajuste. Finalmente, se calculan los errores MAE y RMSE para determinar la capacidad de generalización de los modelos de regresión que se obtuvieron utilizando los resultados de la matriz de diseño (entradas) de la Tabla 5-5 y sus salidas correspondientes de la Tabla 5-6 de acuerdo con las ecuaciones: Ec. 5-23 y Ec. 5-24, (ver Capítulo 3). En la Tabla 5-7 se muestran los errores de predicción obtenidos. El máximo error obtenido corresponde a Exte_stiff (MAE igual a 13.97% y RMSE igual a 21.81%), mientras que el mínimo error corresponde a Shear_stiff (MAE igual a 1.74% y RMSE igual a 2.19%).

Tabla 5-7. Resultados del error de predicción según los modelos de regresión obtenidos. Entrenamiento.

Errores y Correlaciones	Comp_BulgeA	Comp_BulgeL	Comp_BulgeP	Comp_Stiff	Shear_Stiff
Correlación	99,189	96,861	99,180	98,784	99,636
MAE	3,384	7,353	2,839	5,166	1,740
RMSE	3,710	7,786	3,433	5,228	2,190
	Exte_BulgeL	Exte_BulgeP	Exte_Stiff	LBend_BulgeL	LBen_BulgeP
Correlación	84,457	64,532	48,035	95,663	98,603
MAE	11,141	13,241	13,973	8,023	4,176
RMSE	17,393	19,936	21,812	9,483	5,135
	LBend_Stiff	Flex_BulgeL	Flex_BulgeP	Flex_Stiff	Tors_Stiff
Correlación	96,376	93,817	98,757	97,709	98,881
MAE	8,956	8,864	3,203	6,036	3,257
RMSE	9,072	9,840	3,607	6,441	3,997

De manera adicional se crean 30 nuevos modelos de EF para testear (fase de testeo) los modelos de regresión propuestos, con otros parámetros que no hubiesen sido previamente usados para generar dichos modelos. La Tabla 5-8 muestra los errores producidos durante la prueba de testeo, siendo el máximo error el correspondiente a Tor_stiff (MAE igual a 10,06% y RMSE igual a 19,50%) y el mínimo error corresponde a Flex_bulgeP (MAE igual a 2,86% y RMSE igual a

3,19%). Los errores muestran que el ajuste mediante los modelos de regresión y los resultados obtenidos de los modelos de EF son casi exactos, lo que demuestra su gran capacidad de generalización. En general, las correlaciones son altas, mientras que los residuos que se obtuvieron fueron pequeños, lo que indica que estos modelos de regresión son adecuados para la predicción del comportamiento del DIV.

Tabla 5-8. Resultados del error de predicción según los modelos de regresión generados. Testeo.

Errores y Correlación	Comp_BulgeA	Comp_BulgeL	Comp_BulgeP	Comp_Stiff	Shear_Stiff
Correlación	98,801	95,648	95,429	97,603	94,763
MAE	5,998	12,781	8,063	4,835	6,320
RMSE	6,792	14,106	9,167	6,031	7,802
	Exte_BulgeL	Exte_BulgeP	Exte_Stiff	LBend_BulgeL	LBend_BulgeP
Correlación	92,228	82,880	69,068	88,825	91,281
MAE	6,595	5,537	9,807	8,575	8,315
RMSE	7,574	6,884	11,204	11,663	10,359
	LBend_Stiff	Flex_BulgeL	Flex_BulgeP	Flex_Stiff	Tors_Stiff
Correlación	87,637	92,933	96,930	94,031	64,698
MAE	9,122	6,981	2,8642	5,594	10,067
RMSE	11,125	8,152	3,193	6,883	19,505

5.4. Optimización

El MSR utiliza los resultados obtenidos de las simulaciones de EF para obtener los parámetros óptimos que definan el correcto comportamiento de los modelos de EF de DIV lumbares humanos. En este estudio, se seleccionan once variables para parametrizar los modelos de EF (entradas). Estas variables son: C0, C10, Fiber12, Fiber34, Fiber56, Fiber78, Fiber910, Annulus_E, Annulus_μ, Cartil_E, y Cartil_μ. Para cada uno de los ensayos estandarizados, se generan modelos de regresión con el fin de obtener seis rigideces (correspondientes a cada uno de los ensayos estandarizados) y nueve bulges (salidas), de los modelos de elementos finitos del DIV, cuando las variables anteriormente mencionadas (entradas), fueron variando. La combinación óptima de los once parámetros se consiguió mediante la aplicación de MSR basado en funciones de deseabilidad y de acuerdo con tres criterios de ajuste diferentes.

5.4.1. Optimización multirespuesta

En la Tabla 5-9, Tabla 5-10 y Tabla 5-11 se muestran la combinación de los once parámetros de material (entradas) que se utilizan para la búsqueda del comportamiento óptimo de los modelos de EF del disco intervertebral lumbar humano utilizando funciones de deseabilidad con el paquete de software "R" [51]. Se consideran tres criterios de ajuste diferentes. La primera columna de las tablas antes mencionadas muestra los parámetros del material (entradas) y los valores de rigidez y los bulges (salidas) que se utilizan. La segunda columna de las tablas muestra los objetivos que se establecen en el proceso de ajuste, tanto para las entradas como para las salidas y para los diferentes criterios de ajuste considerados. En la tercera columna se muestran los valores óptimos que definen el comportamiento del modelo de EF y la última columna muestra los valores de deseabilidad. La Tabla 5-9 muestra los resultados cuando todos los parámetros del material, así como los valores de rigidez y bulges, se consideran con el mismo nivel de importancia ("inRange"). En este caso, el valor total de la deseabilidad que se obtiene es de 0,625. Además, en la tabla se puede observar que algunos de los valores obtenidos están muy próximos a los valores objetivo que se propusieron. Por ejemplo, el objetivo propuesto para el bulge lateral en el ensayo de extensión, Exte_bulgeL fue de 0,1 y el valor óptimo obtenido es de 0,100 con un valor de deseabilidad de 1. Por el contrario, el valor objetivo marcado para el bulge

lateral a compresión, Comp_bulgeL fue de 0,35 y el valor óptimo que se obtiene es de 0,0970 con un valor de deseabilidad es de 0,244.

Tabla 5-9. Resultados obtenidos al considerar las rigideces y los bulges con la misma importancia

Var.	Objetivos	Valores óptimos	Deseabilidad
C10	inRange → 0,125	0,102	1,000
CO	inRange → 0,03	0,015	1,000
Fiber12	inRange → 532,5	518,133	1,000
Fiber34	inRange → 509	500,083	1,000
Fiber56	inRange → 479	517,692	1,000
Fiber78	inRange → 431,5	463,054	1,000
Fiber910	inRange → 384	366,794	1,000
Annulus_E	inRange → 4,1	3,951	1,000
Annulus_μ	inRange → 0,35	0,201	1,000
Cartil_E	inRange → 39	42,121	1,000
Cartil_μ	inRange → 0,35	0,430	1,000
Comp_bulgeA	target → 0,5	0,265	0,262
Comp_bulgeL	target → 0,35	0,097	0,244
Comp_bulgeP	target → 0,75	0,650	0,651
Comp_stiff	target → 810	826,143	0,983
Shear_stiff	target → 300	298,124	0,964
Exte_bulgeL	target → 0,1	0,100	1,000
Exte_bulgeP	target → 0,24	0,490	0,711
Exte_stiff	target → 1,53	2,167	0,867
LBend_bulgeL	target → 2,11	1,235	0,534
LBend_bulgeP	target → 1,13	1,459	0,792
LBend_stiff	target → 2	1,465	0,634
Flex_bulgeL	target → 0,07	0,074	0,873
Flex_bulgeP	target → 0,73	0,375	0,381
Flex_stiff	target → 1,18	1,357	0,880
Tors_stiff	target → 2,1	3,401	0,451
Overall Desirability	0,625		

En la Tabla 5-10 se muestran los resultados obtenidos cuando la rigidez se considera con un nivel de importancia mayor que para los bulges. En esta tabla se puede observar que los parámetros del material que se obtienen para los valores objetivos marcados son muy similares a los que se obtienen con el primer criterio, aunque el valor total de la deseabilidad es de 0,817, mayor que el obtenido con el primer criterio. Además, los valores más significativos a destacar y obtenidos con este criterio fueron Shear_stiff y Tors_stiff con valores objetivo de 300 y 2,1 respectivamente, y cuyos valores obtenidos con los modelos de regresión son de 300 (deseabilidad = 1) y 3,456 (deseabilidad = 0,428), respectivamente.

Tabla 5-10. Resultados obtenidos al considerar el objetivo de los parámetros del MEF basado en la rigidez.

Var.	Objetivos	Valores óptimos	Deseabilidad
C10	inRange → 0,125	0,105	1,000
CO	inRange → 0,03	0,015	1,000
Fiber12	inRange → 532,5	541,867	1,000
Fiber34	inRange → 509	500,123	1,000
Fiber56	inRange → 479	458,643	1,000
Fiber78	inRange → 431,5	396,291	1,000
Fiber91	inRange → 384	421,320	1,000
Annulus_E	inRange → 4,1	3,952205	1,000
Annulus_μ	inRange → 0,35	0,2269	1,000
Cartil_E	inRange → 39	45,575	1,000
Cartil_μ	inRange → 0,35	0,2756	1,000
Comp_bulgeA	inRange → 0,5	0,262	1,000
Comp_bulgeL	inRange → 0,35	0,089	1,000

Comp_bulgeP	inRange → 0,75	0,628	1,000
Comp_stiff	target → 810	900,147	0,907
Shear_stiff	target → 300	300,000	1,000
Exte_bulgeL	inRange → 0,1	0,105	1,000
Exte_bulgeP	inRange → 0,24	0,605	1,000
Exte_stiff	target → 1,53	1,530	0,999
LBend_bulgeL	inRange → 2,11	0,895	1,000
LBend_bulgeP	inRange → 1,13	1,270	1,000
LBend_stiff	target → 2	1,984	0,989
Flex_bulgeL	inRange → 0,07	0,076	1,000
Flex_bulgeP	inRange → 0,73	0,363	1,000
Flex_stiff	target → 1,18	1,518	0,772
Tors_stiff	target → 2,1	3,456	0,428
Overall Desirability	0,817		

La Tabla 5-11 muestra los resultados que se obtienen con el tercer criterio, cuando los bulges se consideran con un nivel de importancia mayor. Análogamente a los otros dos criterios de ajuste previamente mencionados, los parámetros de material obtenidos fueron muy similares a los valores objetivo propuestos. En este caso, el valor de la deseabilidad total es de 0,554, que resulta ser el valor más bajo obtenido por los tres criterios estudiados en este trabajo. Además, se puede observar que los objetivos marcados para Exte_bulgeL y Comp_bulgeL son de 0,1 y 0,35, y los valores obtenidos con los modelos de regresión son de 0,103 (deseabilidad= 0,947) y 0,101 (deseabilidad = 0,257), respectivamente.

Tabla 5-11. Resultados obtenidos al considerar el objetivo de los parámetros del MEF basado en bulges

Var.	Objetivos	Valores óptimos	Deseabilidad
C10	inRange → 0,125	0,102	1,000
C0	inRange → 0,03	0,015	1,000
Fiber12	inRange → 532,5	559,341	1,000
Fiber34	inRange → 509	512,790	1,000
Fiber56	inRange → 479	443,243	1,000
Fiber78	inRange → 431,5	396,348	1,000
Fiber91	inRange → 384	348,282	1,000
Annulus_E	inRange → 4,1	3,951	1,000
Annulus_μ	inRange → 0,35	0,214	1,000
Cartil_E	inRange → 39	36,933	1,000
Cartil_μ	inRange → 0,35	0,429	1,000
Comp_bulgeA	target → 0,5	0,277	0,298
Comp_bulgeL	target → 0,35	0,101	0,257
Comp_bulgeP	target → 0,75	0,673	0,730
Comp_stiff	inRange → 810	821,981	1,000
Shear_stiff	inRange → 300	287,011	1,000
Exte_bulgeL	target → 0,1	0,103	0,947
Exte_bulgeP	target → 0,24	0,481	0,722
Exte_stiff	inRange → 1,53	2,403	1,000
LBend_bulgeL	Target → 2,11	1,314	0,576
LBend_bulgeP	target → 1,13	1,595	0,706
LBend_stiff	inRange → 2	1,288	1,000
Flex_bulgeL	target → 0,07	0,075	0,846
Flex_bulgeP	target → 0,73	0,373	0,378
Flex_stiff	inRange → 1,18	1,315	1,000
Tors_stiff	inRange → 2,1	3,311	1,000
Overall Desirability	0,554		

Finalmente, se simulan tres nuevos modelos de EF con los once parámetros óptimos del material, obtenidos para cada uno de los tres criterios de ajuste. Estos modelos de EF se simulan de nuevo bajo los mismos ensayos estandarizados (compresión, flexión, etc.) para comparar la metodología propuesta con los tres criterios y así poder obtener los parámetros óptimos. Finalmente, en la

Tabla 5-12 se muestra una comparación entre los resultados obtenidos con los modelos de EF usando los parámetros óptimos, los resultados óptimos obtenidos de los modelos de regresión usando MSR con funciones de deseabilidad y los resultados de los ensayos experimentales. Para comparar los diferentes errores que se obtuvieron en los tres criterios diferentes de ajuste utilizados en la presente tesis, se calculan los diferentes MAE a partir de los datos normalizados. Los datos se suelen normalizar en los procesos estadísticos para transformar todas las variables a la misma escala (de 0 a 1). En este caso se consigue la transformación, restando el valor mínimo de cada valor original y dividiendo el resultado por el rango de cada variable según la Ecuación (Ec. 5-25).

$$Y_{k,norm} = \frac{Y_k - \min(Y)}{\max(Y)} \quad (\text{Ec. 5-26})$$

donde $Y_{k,norm}$ son las salidas normalizadas que se obtienen de los resultados de los modelos de EF usando los parámetros óptimos, así como las salidas que se obtiene experimentalmente de los ensayos estandarizados. La primera columna de la tabla muestra que parámetros de rigidez y bulges (salidas) son estudiados. La segunda, tercera, y cuarta columna muestra respectivamente, los resultados obtenidos de los modelos de EF con los parámetros óptimos para cada uno de los tres diferentes criterios considerados. La quinta columna muestra los valores de los ensayos experimentales, y la última columna muestra los valores del MAE normalizado que han sido obtenidos. Se puede observar en la tabla, que el valor del MAE para los tres criterios fue muy parecido (Criterio 1 = 0,2782, Criterio 2 = 0,2795 y Criterio 3 = 0,2788). Por el contrario, el MAE normalizado para cada una de las salidas obtiene el menor valor cuando se predice la rigidez en el ensayo a cortadura, Shear_stiff (MAE = 0,01) y el valor mayor cuando se predice el bulge lateral a compresión (MAE = 0,732). La razón de esta diferencia podría encontrarse en que el modelo de EF propuesto es, por lo general, menos preciso para predecir los bulges que para predecir las rigideces. En general, todos los valores de MAE que se obtienen para cada una de las diferentes salidas, rigidez y bulges, son bastante aceptables.

Tabla 5-12. Comparación resultados modelos de regresión; MEF y valores experimentales.

Parámetros	Criterio 1	Criterio 2	Criterio 3	Experimentos	Error
	MEF	MEF	MEF	Ensayos Estandarizados	MAE Normalizado
Comp_bulgeA	0,266	0,262	0,269	0,50	0,469
Comp_bulgeL	0,096	0,090	0,095	0,35	0,732
Comp_bulgeP	0,624	0,602	0,625	0,75	0,177
Comp_stiff	915,640	944,360	922,740	810	0,125
Shear_stiff	302,925	304,920	299,090	300	0,010
Exte_bulgeL	0,106	0,099	0,106	0,10	0,041
Exte_bulgeP	0,527	0,559	0,538	0,24	0,539
Exte_stiff	1,634	1,678	1,645	1,53	0,073
LBend_bulgeL	0,997	0,871	0,977	2,11	0,551
LBend_bulgeP	1,282	1,173	1,263	1,13	0,085
LBend_stiff	1,489	2,175	1,493	2,00	0,183
Flex_bulgeL	0,077	0,080	0,076	0,07	0,096
Flex_bulgeP	0,380	0,373	0,373	0,73	0,486
Flex_stiff	1,488	1,524	1,500	1,18	0,213
Tors_stiff	3,550	3,549	3,506	2,10	0,404
Normalized MAE	0,2782	0,2795	0,2788		

5.5. Resultados y conclusiones

En este capítulo se presenta un método totalmente automatizado que combina el MEF y el MSR basado en funciones de deseabilidad. En este trabajo se han buscado los parámetros óptimos que definan correctamente el comportamiento de un modelo de DIV humano sano de tamaño mediano basado en MEF. Primero, basándose en los ensayos estandarizados (compresión, flexión, extensión, cortante, flexión lateral y torsión), se generan los modelos tridimensionales de elementos finitos parametrizados (EF). Luego, se seleccionan 11 parámetros de materiales para definir los modelos de EF del disco intervertebral lumbar parametrizados. Para cada uno de los ensayos estándar, se generan modelos de regresión para modelar las seis rigideces y nueve bulges de los modelos DIV cuando se varían los parámetros de los modelos EF. La combinación óptima de los 11 parámetros se consigue mediante la aplicación de MSR basado en las funciones de deseabilidad y de acuerdo con tres criterios de ajuste diferentes. El primer criterio considera todos los parámetros (entradas), así como las rigideces y bulges (salidas), con el mismo nivel de importancia ("inRange"). **En el segundo criterio se considera, con un mayor nivel de importancia la rigidez que las bulges ("valor objetivo de rigidez = target"),** mientras que el tercer criterio considera, las bulges con un mayor nivel de importancia que las rigideces (**"valor objetivo del bulge = target"**). **El mejor ajuste de los parámetros del modelo EF se consigue con el segundo criterio propuesto.** Con este criterio se obtiene un valor para el MAE normalizado de 0,2795. Sin embargo, se puede observar que los resultados son muy similares para el primer y el tercer criterio considerados. Estos valores obtenidos son, respectivamente, MAE = 0,2782 y MAE = 0,2788. Por el contrario, el MAE normalizado obtenido para cada una de las salidas (rigideces y "bulges") fue menor al predecir el Shear_stiff (MAE = 0,01) y mayor al predecir Comp_bulgeL (MAE = 0,73). La razón de esta diferencia puede ser que el modelo de EF propuesto es menos preciso por lo general para predecir el "bulge" que la rigidez. **El MAE obtenido en cada criterio estudiado, demuestra que el método propuesto mediante la combinación del MEF y el MSR, es una herramienta importante para ajustar los modelos de EF del DIV cuando existen muchos parámetros de ajuste, como ocurre en este caso en el que se ajustan once parámetros de materiales, seis rigideces y nueve bulges, que definen el comportamiento del disco intervertebral humano.**



CAPITULO 6

Mejora en la determinación del riesgo de daño en la UVF lumbar humana, considerando la edad, altura, peso y sexo mediante la combinación del MEF y MSR

“ Nunca dejes de soñar. Lo que ayer parecía imposible puede convertirse en realidad mañana ”

Charles L. Schepens (1912-2006). Oftalmólogo.

6. CAPÍTULO 6. Mejora en la determinación del riesgo de daño en la UVF lumbar humana considerando la edad, altura, peso y sexo usando la combinación del MEF y MSR

6.1. Introducción

6.1.1. Planteamiento del Problema

La Unidad Vertebral Funcional (UVF) humana es el segmento más corto de la columna vertebral que presenta las características biomecánicas más parecidas a las de la columna vertebral completa. Está formada por dos vértebras adyacentes, el disco intervertebral (DIV) y las placas terminales de cartílago (o endplates), así como los ligamentos que las conectan (ver Figura 6-1). En la presente tesis no se tiene en cuenta la influencia de los músculos [109]. Se puede considerar que la columna vertebral es una estructura que consta de muchas UVF superpuestas y conectadas entre sí. Por lo tanto, su comportamiento puede asumirse como el conjunto de los comportamientos de las UVF individuales que componen la columna vertebral. Aunque compleja, la estructura de la UVF permite la movilidad de las dos vértebras que la constituyen mientras transmite sus diferentes cargas de una vértebra y a otra. El comportamiento mecánico de la UVF depende de la edad, el sexo, el peso y la estatura de cada individuo. Estas características de cada individuo varían las propiedades mecánicas de los diferentes elementos que componen la UVF para cada persona (vértebras, disco intervertebral, ligamentos, cargas, etc.).

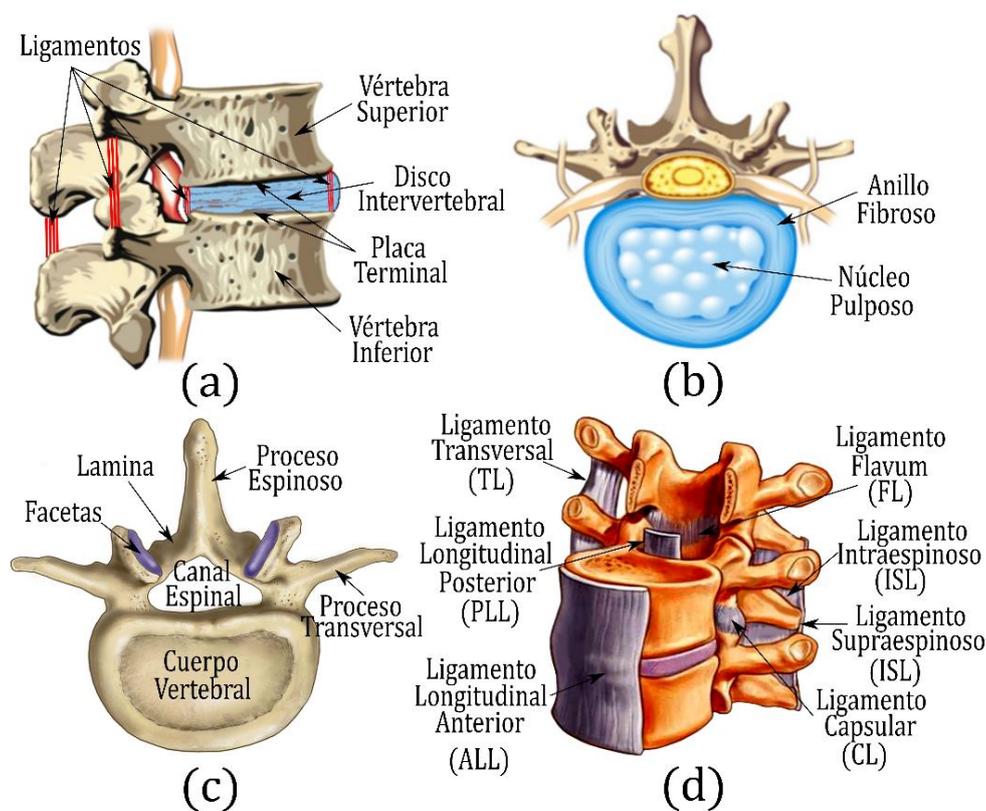


Figura 6-1. (a) Unidad Vertebral Funcional (UVF), (b) Disco Intervertebral, (c) Vertebra y (d) Ligamento. Fuente: Somovilla et al. [155]

En el caso de las vértebras, se produce una pérdida de densidad ósea a lo largo de los años que se ve influenciada por el sexo y por el peso de cada persona [156]. Este cambio se debe al aumento de la porosidad, a la pérdida de hueso cortical y de hueso esponjoso (o trabecular) que forman las vértebras. Muchos autores han estudiado las propiedades mecánicas del hueso cortical y sus estudios indican que estas varían con la edad y el sexo [119,120,122,157,158]. Además, el espesor de la pared del hueso cortical disminuye con los años, aunque no se ha demostrado aún que este cambio esté directamente relacionado con el sexo [159]. La edad y el sexo también tienen un efecto muy significativo sobre el hueso esponjoso ya que producen también la variación de sus propiedades mecánicas [160,161].

En el caso del disco intervertebral la edad influye mucho, ya que esta provoca que el disco se vaya degenerando con el paso de los años. Por otro lado, este efecto no tiene relación directa con el sexo. Esta degeneración implica cambios importantes en la estructura del DIV, como la pérdida de hidratación de sus componentes provocando el secado de los mismos, así como el endurecimiento del núcleo pulposo [162]. Autores como Iradis et al. [92] muestran que el módulo elástico del disco intervertebral aumenta con la edad debido al proceso de degeneración. Como resultado de este aumento el rango de movimiento disminuye.

Por otro lado, las cargas aplicadas sobre la UVF humana dependen del peso corporal y de la estatura de cada individuo, lo que también afecta a su comportamiento mecánico. El peso y la estatura están relacionados mediante un índice que sirve para identificar el sobrepeso y la obesidad en adultos. Este índice se denomina Índice de Masa Corporal (IMC). Algunos autores han relacionado en diversos estudios el IMC con diferentes problemas de salud como por ejemplo: el riesgo cardio-metabólico [163], la pérdida de la funcionalidad renal [164], lesiones en el hígado como la esteatosis hepática (hígado graso) [165], dolor de rodilla [166] o la degeneración del disco intervertebral en la columna vertebral humana [167].

En este estudio se utiliza una metodología basada en la combinación del Método de Superficie de Respuesta (MSR) y el Método de los Elementos Finitos (MEF) para mejorar la determinación del riesgo de daño en la unidad vertebral funcional lumbar humana, considerando la edad, la altura, el peso y el sexo de cada individuo. Más concretamente, se aplica a hombres y mujeres de entre 30 y 80 años, de entre 160 a 190 cm de estatura y de entre 70 a 120 kg de peso. Este estudio se centra en una UVF que consta de dos vértebras correspondientes al nivel lumbar L3-L4 y de un disco intervertebral con unas dimensiones estándar de 50 mm de anchura, 35 mm de profundidad y de 11 mm de altura.

El análisis objeto de este estudio comienza con la generación de modelos de EF, tridimensionales y parametrizados, de la UVF humana. Se establecen siete parámetros que varían con la edad, el sexo, el peso y la estatura para definir los modelos parametrizados de EF de la UVF. Dichos parámetros son: el espesor del hueso cortical, el módulo de Young del hueso esponjoso, el módulo de Poisson del hueso esponjoso, el módulo de Young de la placa terminal (o endplate), el módulo de Young y de Poisson del núcleo pulposo, así como el módulo de Young del anillo fibroso. Una vez generados los modelos de EF estos son validados según los datos experimentales encontrados en la literatura para diferentes autores [95–97,168–173] y de acuerdo a los ensayos estandarizados de compresión, flexión, extensión, flexión lateral, cortante y torsión [93–99]. Con el fin, de cubrir todo el espacio de posibilidades del estudio, se genera un diseño de experimentos (DoE) de tipo 3^k factorial. Las cargas aplicadas a los modelos de EF de la UVF, para cada uno de los ensayos estandarizados se obtienen mediante el programa desarrollado por el Centro de

Ergonomía de la Universidad de Michigan: **3D Static Strength Prediction Program™** [174]. Como es evidente el valor de dichas cargas varía con la edad, la altura, el peso y el sexo de cada individuo y serán calculadas de acuerdo con el DoE generado.

Una vez que los modelos de EF parametrizados de la UVF se simulan conforme al DoE propuesto, se obtienen los resultados de desplazamientos, rotaciones y bulges (abultamientos) del disco intervertebral, correspondientes a los ensayos estandarizados. A partir de estos datos obtenidos del MEF y junto con los parámetros establecidos que varían con la edad, el sexo, el peso y la estatura, se generan los modelos de regresión para obtener dichos desplazamientos, rotaciones y bulges mediante el MSR. Estos modelos de regresión sirven para reducir el coste computacional de las simulaciones de los modelos de EF de la UVF, y así poder obtener los resultados (desplazamientos, rotaciones y bulges) de una forma más rápida y sencilla para cualquier edad, peso, estatura y sexo del rango de estudio. Posteriormente, se realiza un análisis de la varianza (ANOVA) sobre los modelos de regresión con el fin de identificar qué parámetro (edad, la altura y el peso) tiene más influencia sobre los desplazamientos, rotaciones y bulges del disco intervertebral para cada prueba estandarizada, y de acuerdo con el sexo (hombre o mujer).

El IMC es un parámetro que se utiliza para clasificar a cada persona según la relación que existe entre su peso y su estatura (peso/estatura) de la siguiente manera: peso bajo, peso normal, sobrepeso u obesidad. Este índice indica el estado nutricional de las personas (se centra sobre todo en adultos) de acuerdo con el criterio recomendado por la Organización Mundial de la Salud (OMS). Utilizando la clasificación del índice IMC (peso/estatura), se calcula el peso de cada individuo dependiendo de la edad, estatura y sexo dentro del rango de estudio analizado. En función de estos pesos calculados, y con las estaturas y las edades correspondientes, se determinan los desplazamientos, rotaciones y bulges a partir de los modelos de regresión generados anteriormente para la UVF.

Con el fin de evitar el daño producido en la UVF en el nivel L3-L4 objeto de este estudio, se consideran tres restricciones. Dichas restricciones son: el límite del ángulo a flexión, el límite del ángulo a flexión lateral [175,176] y el límite máximo de desplazamiento para el bulge posterior del disco intervertebral, el cual no debe exceder un tercio del canal espinal [177]. En función de los resultados obtenidos en la presente tesis, la metodología propuesta muestra que podría existir riesgo de daño a nivel lumbar L3-L4 en la UVF para algunos valores del IMC (aquellos con sobrepeso y obesidad), teniendo en cuenta la edad, el peso, la altura y el sexo de cada persona.

6.1.2. Efectos de la edad en UVF humana. Vértebras lumbares.

Como ya se ha mencionado previamente, la UVF consiste principalmente de dos vértebras, el disco intervertebral, las placas terminales de cartílago y los ligamentos (ver Figura 6-1). Las vértebras a su vez están formadas por el hueso esponjoso y el cortical (ver Figura 6-2). El hueso esponjoso tiene una apariencia porosa como si fuese una esponja y se localiza en la parte interior de la vértebra. El hueso cortical es una capa delgada y resistente de aproximadamente 0,35mm de espesor y que está localizada en la periferia. El hueso cortical rodea al hueso esponjoso y es más rígido y compacto [178]. Este estudio se analiza la UVF correspondiente al nivel lumbar formado por las vértebras L3-L4 [179–181].

Variación de la densidad del hueso cortical y esponjoso con la edad.

Los cambios en la densidad de los huesos cortical y esponjoso relacionados con la edad son complejos. Todavía no está claro cuáles son los cambios que se producen en la estructura del

hueso cuyas variaciones pueden provocar fracturas frágiles del hueso. Sin embargo, se ha demostrado que la disminución de la densidad ósea o la osteoporosis del hueso cortical y esponjoso sí que dependen de la edad, el peso y el sexo (ver Figura 6-2b). El aumento de la porosidad del hueso está relacionado con la disminución de la masa de éste, lo que compromete la integridad biomecánica del mismo. Pequeños golpes o caídas pueden originar la fractura del hueso debido a esta pérdida de masa y por ende de porosidad. Se cree que las mujeres pierden aproximadamente el 35% del hueso cortical y el 50% del hueso esponjoso durante su vida, mientras que los hombres pierden algo menos.

Durante la infancia, la adolescencia y la edad adulta, la masa ósea aumenta hasta alcanzar un nivel máximo durante la tercera década de la vida. Posteriormente y durante un período relativamente estable, esta masa ósea permanece constante y sin pérdidas. Es durante la cuarta o quinta décadas de vida cuando aparece la pérdida de masa ósea que se incrementa de forma progresiva con la edad. El patrón que rige esta pérdida de densidad ósea no se ha establecido aún de forma clara, aunque la evidencia indica que una pérdida de hueso esponjoso provoca una pérdida también del hueso cortical. Otras causas como la deficiencia de estrógenos en las mujeres provocan la pérdida de masa ósea después de la menopausia. Algunos autores han observado una variación en la densidad del hueso esponjoso en función de la edad mediante varios estudios experimentales que corroboran lo anteriormente expuesto [156].

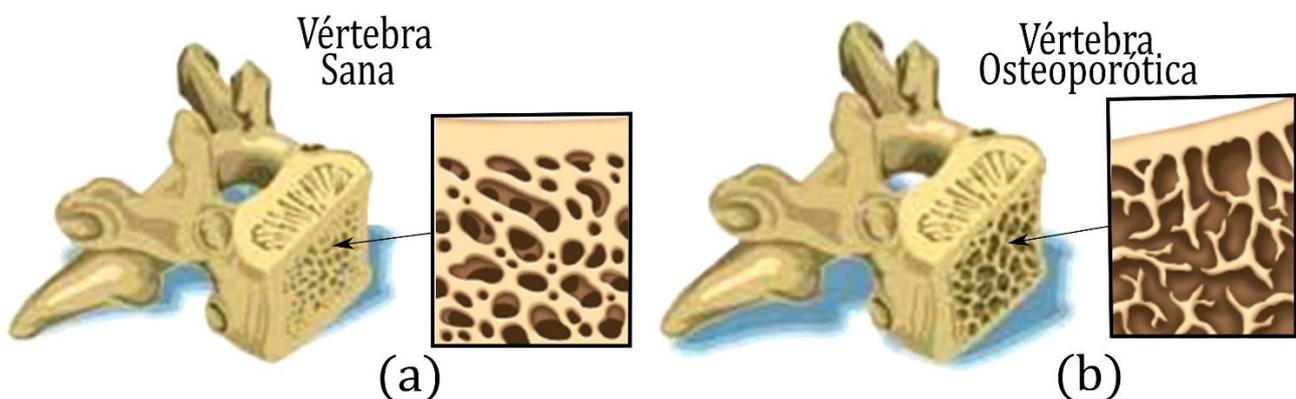


Figura 6-2. Pérdida de densidad ósea en la UVF. Fuente: Somovilla et al. [155].

Variación del espesor y de las propiedades mecánicas del hueso cortical con la edad.

El espesor promedio del hueso cortical es de aproximadamente unos 0,2mm. En el caso de la pared de una vértebra (zona del cuerpo vertebral) el espesor del hueso cortical varía de 0,18 a 0,6 mm. Este espesor también difiere según el tipo de vértebra, y es, por ejemplo, más ancho en las vértebras lumbares que en las vértebras torácicas. Según los estudios realizados por algunos autores, el espesor del hueso cortical no depende del sexo, pero sí que disminuye en función de la edad [182–184]. Un estudio realizado por Ritzel et al. [159] indica que los cambios debidos al envejecimiento y a la osteoporosis, provocan una disminución significativa del espesor de la pared del hueso cortical de las vértebras humanas. Este estudio demuestra que el hueso cortical de hombres y mujeres de 30 años es de 0,3mm de espesor, pero decae hasta los 0,2 mm para personas con 80 años (ver Figura 6-3a).

En cuanto a las propiedades mecánicas del hueso cortical algunos autores indican que el módulo de Young (E) y de Poisson (μ) **no varían según la edad y el sexo del individuo** [119,120,122,157,158]. En estos estudios se toman valores constantes para E y μ tanto para

hombres como para mujeres (12000 MPa y 0,3 respectivamente), sin tener en cuenta la edad de cada persona. Además los autores de los anteriores estudios mencionados, también asumen valores constantes de 3000 MPa y 0,3 para E y μ , respectivamente, para el hueso posterior de la vértebra (zona de las apófisis espinales transversales y los pedículos).

Variación de las propiedades mecánicas del hueso esponjoso con la edad.

Las propiedades mecánicas del hueso esponjoso han sido estudiadas por diversos autores como Kurutz et al. [160] y muestran que E y μ dependen de la edad para un rango comprendido entre 30 y 80 años. En dicho estudio, los valores de E para un hombre de 30 años de edad alcanzan los 199,2 MPa mientras que para las mujeres alcanzan los 149,2 MPa. Para la edad de 80 años, los valores de E que se obtienen son de 54,4 MPa tanto para hombres como para mujeres (ver Figura 6-3b, línea roja para hombres y azul para mujeres). Por otro lado, y puesto que los valores de μ son difíciles de medir experimentalmente para un sólido, como es el caso del hueso esponjoso, autores como Keaveny et al. [161] han estudiado la variación de μ para el hueso esponjoso, y los resultados de estos estudios sugieren que los valores de μ se encuentran comprendidos en un rango de entre 0,26 a 0,11 para la edad de 30 años y 80 respectivamente (ver Figura 6-3c).

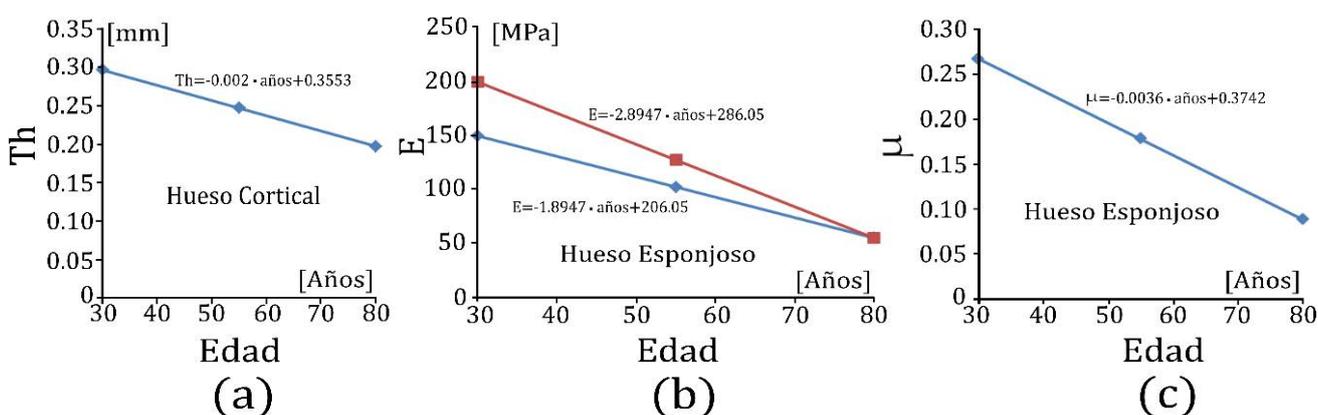


Figura 6-3. (a) Pérdida de espesor del hueso cortical en función de la edad [159]; (b) Disminución del módulo de Young del hueso trabecular en las vértebras lumbares en función de la edad y sexo (línea roja para hombre y línea azul para mujer) [160]; (c) Disminución del módulo de Poisson para el hueso trabecular en las vértebras lumbares en función del edad y el sexo [160]. Fuente: Somovilla et al. [155]

En el estudio correspondiente a esta tesis, y según estudios previos [159], el espesor Th (del inglés Thickness) del hueso cortical se ha considerado, tanto para hombres como para mujeres, con un valor de 0,3 mm para la edad de 30 años y con un valor de 0,2 mm para la edad de 80 años. Los valores que se corresponden a espesores intermedios se han calculado mediante una regresión lineal (ver Figura 6-3a). Además, se toman los valores de E y μ constantes para ambos sexos, con valores de 12000 MPa y 0,3 respectivamente para todo el rango de edades estudiadas. De forma similar para el hueso de la parte posterior de las vértebras se considera constante con un valor de E igual a 3000 MPa y de μ igual a 0,3 respectivamente [119,120,122,157,158]. Además y de acuerdo con los estudios realizados por Kurutz et al., se considera que E y μ del hueso esponjoso son variables con la edad y el sexo [160]. Para E, se toma un valor de 199,2 MPa para hombres y un valor de 149,2 MPa para las mujeres, ambos correspondientes a una edad de 30 años. Para la edad de 80 años se considera unos valores de E de 54,4 MPa para hombres y mujeres. Mientras que para μ se consideran valores de 0,26 a 0,11 para 30 y 80 años,

respectivamente, y también para ambos sexos [161]. Finalmente, se propone una regresión lineal para calcular los valores de E y μ para las edades intermedias (ver Figura 6-3b, c).

6.1.3. Efectos de la edad en la UVF humana. Disco Intervertebral.

El DIV es una estructura de fibrocartílago que se encuentra entre las vértebras y cuya función es absorber las cargas producidas por los movimientos durante las actividades diarias. El disco, como ya se ha explicado en el Capítulo 5 de esta tesis, tiene tres partes diferenciadas que son: el anillo fibroso, el núcleo pulposo y las placas terminales de cartílago.

Variación de las propiedades mecánicas del disco con la edad.

Es importante diferenciar entre el envejecimiento y la degeneración del disco intervertebral cuando se estudian las variaciones de sus propiedades mecánicas en función de la edad, ya que ambos conceptos están relacionados entre sí. La degeneración del disco puede estar influenciada por la edad, pero también puede ser causada por cambios en la estructura del disco debidos a alguna lesión. La degeneración de los discos en función de la edad se manifiesta en forma de pérdida de hidratación provocando un proceso de secado y de endurecimiento del núcleo [162]. Cuando un disco intervertebral se degenera, pierde altura, y como consecuencia sus fibras se encuentran más relajadas, lo cual implica cambios en la cinemática del disco al requerirse un mayor desplazamiento de éstas para que comiencen a resistir la deformación [185]. A medida que la degeneración debida a la edad aumenta, el valor de E del disco intervertebral también aumenta y se vuelve más duro y rígido [92], lo que provoca una disminución en el rango de sus movimientos. Por lo tanto, durante las primeras etapas de degeneración del disco, y concretamente en su núcleo, hay un aumento en su inestabilidad. En las etapas más avanzadas de degeneración del disco, aparece una disminución del movimiento mucho más evidente [186–189].

Del mismo modo las propiedades mecánicas de las placas terminales, núcleo pulposo y anillo fibroso (sustancia) varían con la edad, pero no con el sexo [160]. Esta variación se ha tenido en cuenta en la presente tesis. En particular, existe un incremento de forma gradual de E en el anillo fibroso con la edad, sin embargo hay una disminución de E en las placas terminales. En este estudio, los valores adoptados para E del anillo fibroso en función de la edad fueron los siguientes: $E = 4$ MPa para 30 años y $E = 6$ MPa para 80 años de acuerdo con Kurutz et al. [162], lo que demuestra que existe un aumento de E con la edad (ver Figura 6-4a). En el caso de las placas terminales, estas experimentan una disminución gradual de E con la edad, con valores de E de 100 MPa para 30 años y 20 MPa para 80 años [162], (ver Figura 6-4b). Por otro lado, en esta tesis, μ se considera constante con valores comprendidos entre 0,45 y 0,4 para el anillo fibroso y las placas terminales, respectivamente [162]. Como ya se ha comentado anteriormente la degeneración del núcleo pulposo debido a la edad se manifiesta en una pérdida de hidratación de sus componentes, lo que produce su secado y endurecimiento. Algunos autores sugieren un valor del módulo de Young E de 81 MPa para 80 años y valores de 1 MPa para personas de 30 años, que son los que se han tomado en este estudio (ver Figura 6-4c). Además, estos autores sugieren valores de μ , en este caso variables con la edad, iguales a 0,499 para 30 años y de 0,30 para personas de 80 años [162,190–192] (ver Figura 6-4d).

En las líneas anteriores se definen los valores adoptados en esta investigación para las propiedades mecánicas del disco (E y μ), para el núcleo pulposo, anillo fibroso y placas terminales, en los casos de 30 años y 80 años. Para calcular los valores de E y μ correspondientes a las edades intermedias del rango estudiado, se propone una regresión lineal para cada una de las

propiedades (ver Figura 6-4a, b, c y d). Ninguno de los autores citados anteriormente, sugiere que las propiedades mecánicas del disco intervertebral difieran para hombres y mujeres.

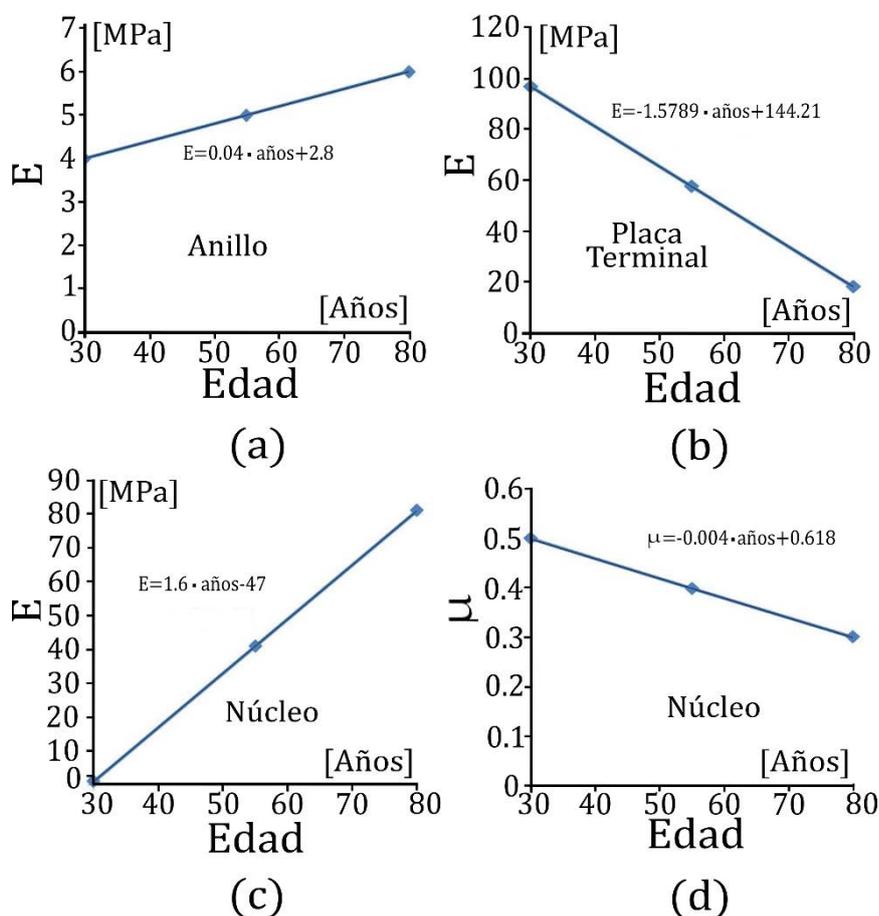


Figura 6-4. (a) Incremento de E en el anillo fibroso con la edad [162], (b) Disminución de E en las placas terminales con la edad [162], (c) Incremento de E en el núcleo pulposo con la edad [162,190-192] y (d) Disminución de μ en el núcleo pulposo con la edad [162,190-192]. Fuente: Somovilla et al. [155].

6.1.4. Efectos de la edad en la UVF humana. Ligamentos.

Los ligamentos juegan un papel fundamental en la biomecánica de la columna vertebral proporcionando estabilidad durante el descanso y el movimiento de la misma. En este estudio, se han considerado los siete ligamentos más importantes de la UVF: el Ligamento Longitudinal Posterior (PLL), Ligamento Longitudinal Anterior (ALL), Ligamento Transversal (TL), Ligamento Flavum (FL), Ligamento Capsular (CL), Ligamento Supraespinoso (SSL), Ligamento Intraespinoso (ISL). Los diferentes ligamentos se muestran en la Figura 6-1d. No se ha encontrado ninguna referencia bibliográfica que justifique la variación de las propiedades mecánicas de los ligamentos lumbares en función de la edad y el sexo. Por este motivo, en este estudio las propiedades mecánicas de los ligamentos para el modelo de EF de la UVF propuesto, se consideran constantes con la edad, con el peso, con el sexo y con la estatura, y están basadas en Tsouknidas [124] (ver Tabla 6-1).

Tabla 6-1. Propiedades mecánicas de los ligamentos.

Ligamentos	Módulo Young (MPa)	Módulo Poisson	Área (mm ²)
Ligamento Longitudinal Anterior (ALL)	20	0,3	38
Ligamento Longitudinal Posterior (PLL)	70	0,3	20
Ligamento Flavum (FL)	50	0,3	60
Ligamento Transversal (TL)	50	0,3	10
Ligamento Interspinous (ISL)	28	0,3	35,5
Ligamento Supraspinous (SSL)	28	0,3	35,5
Ligamento Capsular (CL)	20	0,3	40

6.1.5. Biomecánica de la UVF

Sistema de coordenadas, fuerzas y movimientos

Los movimientos realizados por la UVF son muy complejos. Para describir con precisión el movimiento y cómo se transmiten las fuerzas, es necesario definir un sistema tridimensional de coordenadas relativo [193]. El sistema de coordenadas de la UVF aparece representado en la Figura 6-5a, y se localiza en el centro del cuerpo vertebral superior, el cual se denomina eje instantáneo de rotación (IAR). En esta investigación se definen seis movimientos para estudiar el comportamiento de la UVF según este sistema de coordenadas. Estos movimientos son: (1) flexión, rotación positiva en el eje transversal (Y); (2) extensión, rotación negativa en el eje transversal (Y); (3) flexión lateral, rotación a derecha o izquierda en el eje sagital (X); (4) torsión, rotación en el eje longitudinal (Z); (5) compresión, que se define como el desplazamiento en el eje longitudinal (Z) y (6) cortante, que se define como el desplazamiento en el eje sagital (X). Los desplazamientos, rotaciones y bulges de la vértebra superior con respecto a la vértebra inferior se calculan para todos los movimientos mencionados anteriormente y que se corresponden con los ensayos estandarizados habitualmente utilizados. La rotación a flexión obtenida una vez que se aplica la carga en la UVF corresponde al ángulo α mientras que la rotación obtenida para el ensayo de extensión corresponde con el ángulo γ que se muestra en la Figura 6-5b, c.

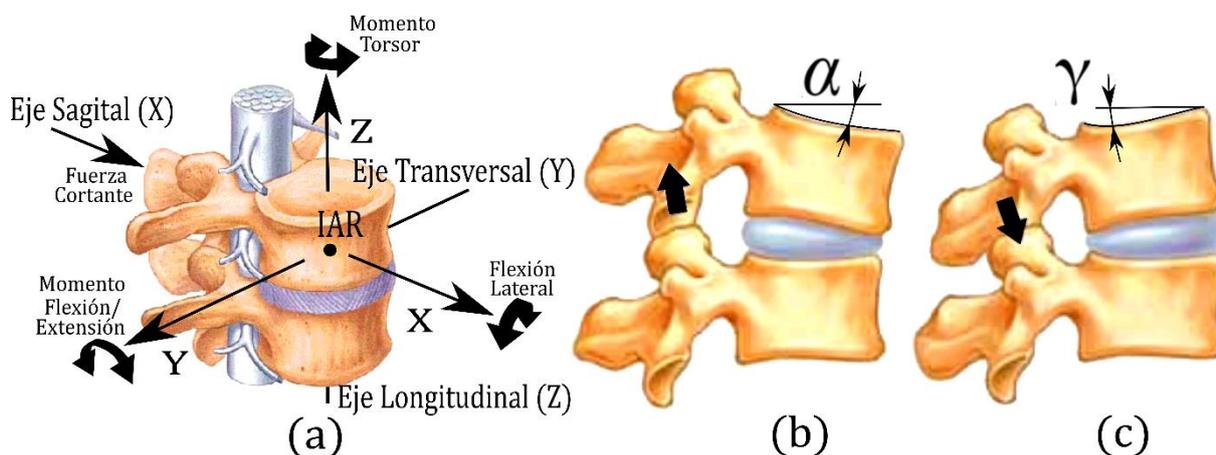


Figura 6-5. (a) Sistema de coordenadas 3D para describir la biomecánica de la UVF; (b) Ángulo de flexión α ; (c) Ángulo de extensión γ . Fuente: Somovilla et al. [155].

Rango de movimientos de la UVF en relación con la edad y el sexo

Se han realizado muchos estudios sobre los límites en la rotación de la UVF dentro de su rango de movimientos [109,194–197]. La mayoría de los autores consultados obtienen valores muy similares para los límites máximos de rotación a flexión y flexión lateral. Los valores obtenidos

por estos investigadores no especifican que exista una relación con el sexo, la edad, la estatura y el peso. En general, se puede asumir un valor de 40° para el límite de rotación a flexión de la UVF (ver Figura 6-6a). Sin embargo, autores como Tanz y Kapandji et al. hacen referencia al rango máximo de flexión en función de la edad [175,176]. De acuerdo con Tanz, la máxima amplitud a flexión ocurre en el segmento lumbar L5-S1 con un valor de 24° para un rango de edad de entre 2 a 13 años. En este estudio se considera para el segmento lumbar L3-L4 los siguientes valores máximos de amplitud a flexión: 13° para edades de 2-13 años, 9° para edades de 35-49 años, 8° para 50-64 años y 3° para 65-77 años.

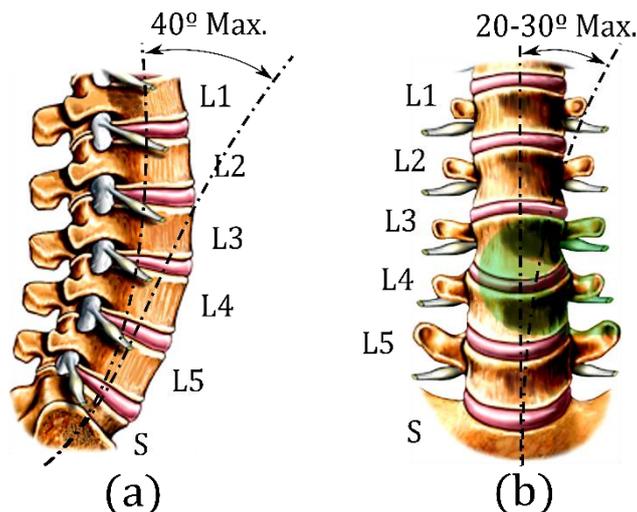


Figura 6-6. Límites del rango de movimientos de la columna lumbar relacionados con la edad: (a) flexión y (b) flexión lateral. Fuente: Somovilla et al. [155]

En el ensayo de flexión lateral, el promedio de la amplitud del área lumbar se encuentra entre 20° a 30° . De los autores anteriormente mencionados Tanz y Kapandji et. al [175,176], que también estudiaron la flexión lateral, se desprende que la amplitud disminuye significativamente con la edad. El valor máximo de amplitud es de 62° para edades de 2 a 13 años. Para edades entre 35-49 años, la amplitud es de 31° , pero decrece hasta los 29° para edades de entre 50-64 años, hasta que finalmente disminuye hasta los 22° para una edad de entre 65-77 años. Es decir, que para la flexión lateral la amplitud permanece relativamente constante cuando la edad es próxima a los 30 años (entre los 35 y 64 años) y decrece hasta los 20° aproximadamente entre los 65 a 77 años. Para el segmento lumbar L3-L4 que es el caso de este estudio, la amplitud para la flexión lateral es de 16° para edades de entre 2-13 años, decrece hasta 8° donde permanece estable hasta los 35-64 años y finalmente cae hasta los 6° en la edad senil.

En relación con el movimiento de torsión, la rotación total de toda la columna lumbar de derecha a izquierda es de solo 10° . Esto corresponde a 5° por lado, según Gregersen y Lucas [198,199]. En la Tabla 6-2 se resume los límites del rango de movimiento (flexión y flexión lateral) relacionados con la edad de la UVF lumbar. Otros autores han investigado el movimiento de la UVF lumbar para hombres y mujeres. Sin embargo, los datos proporcionados en su investigación corresponden a valores promedio para un rango de edades general de entre 20 y 50 años [200]. El estudio correspondiente a esta tesis no tiene en cuenta las diferencias entre hombres y mujeres para los límites del rango de movimientos de la UVF lumbar relacionados con la edad.

Tabla 6-2. Límites para el rango de movimientos de la UVF lumbar relacionados con la edad.

Movimiento	Autores	Edad	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1	TOTAL
Flexión (°) 20-30° máx.	Tanz, 1953 Kapandji, 1998	2-13	-	10	13	17	24	64
		35-49	6	8	9	12	8	43
		50-64	4	5	8	8	8	33
		65-77	2	5	3	7	7	24
Flexo/Extensión (°)	Dvorak, 1991 Pearcy, 1984 Tanz, 1953	30-60	11,9±2,3	14,5±2,3	15,3±2	18,2±3	17±4,3	-
		30-60	13±5	14±2	13±2	16±4	14±5	-
		30-60	5,6	7,6	8,6	12,2	8,2	-
Flexión Lateral (°) 20-30° máx.	Tanz, 1953 Kapandji, 1998	2-13	12	12	16	15	7	62
		35-49	5	8	8	8	2	31
		50-64	6	7	8	7	1	29
		65-77	4	7	6	5	0	22
Flexión Lateral (°) 20-30° máx.	Dvorak, 1991 Pearcy, 1984	30-60	10,4±2,8	12,4±3,4	12,4±4,3	9,5±4,9	5,1	-
		30-60	10	11	10	6	3	-

6.1.6. Abultamiento o bulge del DIV

Debido a las cargas a las que está sometido el DIV se produce un abultamiento (bulge) del disco intervertebral en diferentes direcciones (ver Capítulo 5 de esta tesis). En este estudio se analiza el bulge del DIV del modelo de elementos finitos propuesto para la UVF ya que si este adquiere valores altos, su capa externa puede degenerarse y llegar a la rotura. Además, un abultamiento anormal en la zona posterior del disco puede afectar a la raíz nerviosa, del nervio raquídeo, debido a la invasión del espacio ocupado en el canal espinal, lo que se denomina hernia discal. Por esta razón, en este estudio y siguiendo los trabajos realizados por otros investigadores se considera que el tamaño del bulge no debe exceder un tercio del diámetro total del canal espinal, para todas las cargas aplicadas en los diferentes ensayos estandarizados, con el fin de prevenir la aparición de una hernia de disco [40] (ver Figura 6-7d).

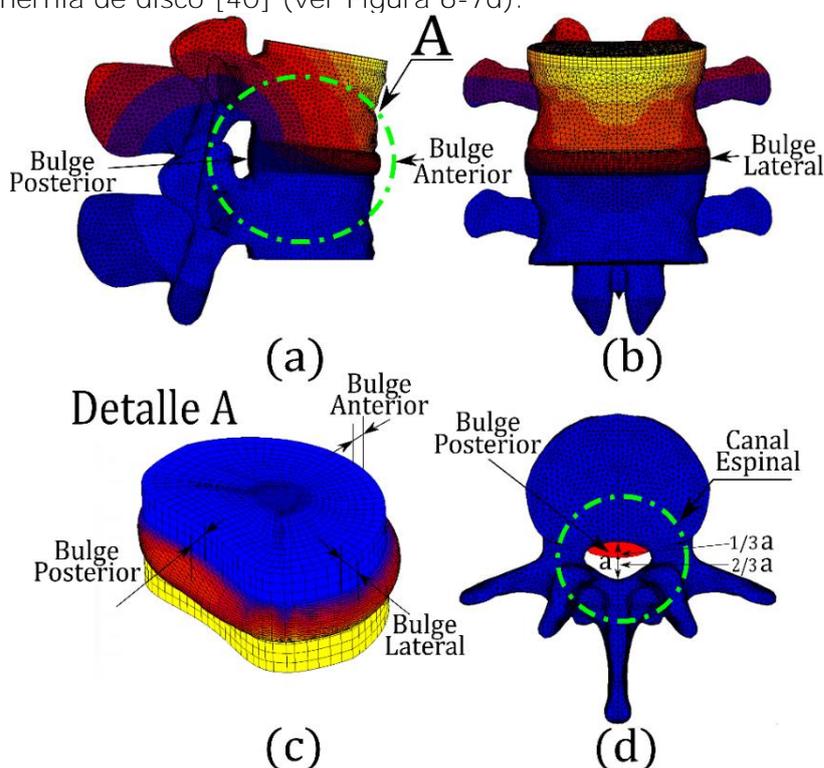


Figura 6-7. (a) y (b) Vista 3D de los bulges; (c) Detalle bulges anterior, posterior y lateral; (d) Tamaño del disco herniado en relación con el diámetro del canal espinal. Fuente: Somovilla et al. [155]

6.2. Modelo de EF propuesto para la UVF

6.2.1. Modelo de EF propuesto para la UVF

En este caso, se propuso un modelo de EF tridimensional y parametrizado de la UVF, que consiste en una combinación de elementos tetraédricos de 4 nodos, elementos hexaédricos de 8 nodos, elementos tipo "shell" de 3 nodos y elementos tipo "link" unidireccionales de 2 nodos. De esta manera, se modelan las diferentes partes de la UVF mediante EF (vértebras, núcleo pulposo, anillo fibroso, placas terminales de cartílago y ligamentos, ver Figura 6-8).

Disco intervertebral

En el Capítulo 5 de esta tesis, se detallan las diferentes propiedades mecánicas del modelo de EF para el disco intervertebral (DIV), que será el mismo utilizado en el estudio del modelo de EF de la UVF y que está formado por las mismas cuatro partes principales: anillo fibroso (substancia del anillo y fibras), el núcleo pulposo y las dos placas terminales cartilaginosa que lo unen con las vértebras. En la Figura 6-8b se muestra una vista en 3D del modelo de EF propuesto para el DIV.

Debido a las grandes deformaciones y desplazamientos sufridos por la propia UVF en este estudio, se utiliza un análisis no lineal que implica el uso de un procedimiento, utilizado habitualmente para estas grandes deformaciones, como es la formulación de tipo "Updated Lagrange". Todos los valores utilizados en este estudio para E y μ , para cada una de las partes del DIV, (excepto para el núcleo pulposo, ya que dependen de la edad y del sexo) están basados en el estudio desarrollado por Somovilla et al. [117] (ver Tabla 6-3).

Tabla 6-3. Resumen propiedades mecánicas para el modelo de EF del disco intervertebral

Tejido	Material Comportamiento	Material Propiedades	Tipo de Elemento
Núcleo pulposo	Isotrópico, incompresible Formulación con integración tipo Herrmann para prevenir el bloqueo volumétrico [142,201].	E y μ dependientes de la edad y el sexo, (ver Figura 6-4).	Sólido hexaédrico de 8 nodos
Fibras del Anillo Fibroso	Isotrópico 5 capas de Fibras de colágeno orientadas $\alpha = \pm 30^\circ$	Fiber12, E=518,133 MPa Fiber34, E=500,083 MPa Fiber56, E=517,692 MPa Fiber78, E=463,054 MPa Fiber910, E=366,794 MPa $\mu=0,3$ para las 5 capas [117]	Elementos 3D lineales de dos nodos unidireccionales
Sustancia del Anillo Fibroso	Isotrópico	E=3,951 MPa $\mu=0,201$ [117]	Elementos Sólidos hexaédricos isoparamétricos de 8 nodos
Placas Terminales	Isotrópico	E=42,121 MPa $\mu=0,43$ [117]	Sólido hexaédrico de 8 nodos

Vértebras

En este estudio las vértebras se han modelado mediante una combinación de elementos tetraédricos de 4 nodos para el caso del hueso esponjoso, y de elementos tipo "shell" de 3 nodos para la pared delgada del hueso cortical. Las propiedades mecánicas (E y μ) del hueso cortical y esponjoso de las vértebras varían con la edad y el sexo y se han descrito ampliamente en la Sección 6.1.2 *Efectos de la edad en UVF humana. Vértebras lumbares*. De la misma manera, los ligamentos que se consideran en este estudio para el modelo de EF de la UVF, se modelan como elementos finitos de tipo barra de dos nodos con formulación lineal y sus propiedades mecánicas se describen en la Tabla 6-1 [124]. Cabe destacar que las facetas articulares, formadas por cartílago y que unen las vértebras por su parte posterior, son modeladas mediante elementos sólidos tetraédricos de cuatro nodos.

6.2.2. Tamaño de malla

El tamaño de malla que se establece para cada una de las partes del modelo de EF de la UVF se basa en la extensa literatura disponible [99,117,121,144,145,162]. Por ejemplo, el tamaño de malla más grande se usa para los elementos hexaédricos de la placa terminal y del anillo fibroso con un valor de 2,2 mm, mientras que el tamaño de malla más pequeño usado es de 0,5 mm y se corresponde con el propio grosor de la placa terminal. En el caso del núcleo pulposo el tamaño más grande usado ha sido de 1,6 mm y el más pequeño de 0,3 mm. Para los elementos de las vértebras, tetraedros de 4 nodos (hueso esponjoso) y elementos "shell" de 3 nodos (hueso cortical), el promedio de tamaño del elemento usado para el hueso esponjoso ha sido de 1,5 mm e igualmente de 1,5 mm para el hueso cortical. Los tamaños de malla establecidos para el modelo de EF de la UVF propuestos en este estudio son más pequeños que los tamaños de los modelos de EF propuestos en la literatura. Cada parte del modelo de EF que se propone para la UVF aparece en la Figura 6-8. Además, en esta figura se muestra en detalle el disco intervertebral, en el que se pueden ver cada una de las partes que lo componen así como la orientación de las fibras a $\pm 30^\circ$.

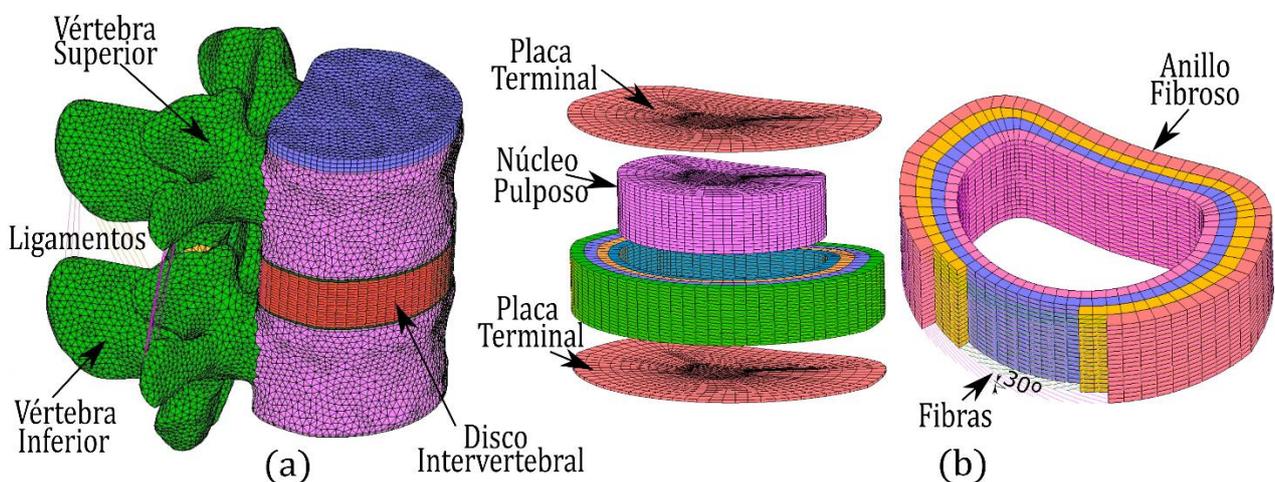


Figura 6-8. Modelo de EF propuesto: (a) UVF y ligamentos; (b) Disco intervertebral.

Fuente: Somovilla et al. [155]

6.2.3. Dimensiones de la UVF. Vértebras y disco intervertebral.

Dimensiones de las vértebras

Las dimensiones de las vértebras rara vez se encuentran en la literatura, pero son necesarias para crear los modelos de elementos finitos biomecánicos para que nos proporcionen resultados más precisos en las simulaciones. A partir de la década de los 90 se han encontrado en la literatura

estudios de algunos autores que detallan de forma precisa, la geometría de las vértebras (morfometría), como por ejemplo Berry et al., Davies et al., Gilad and Gallagher et al. [202–205].

Entre 1991 y 1992 se realiza por Panjabi et al. el estudio más completo sobre la geometría tridimensional de las vértebras [206,207]. En dicho trabajo se usaron 12 columnas vertebrales de cadáveres y sobre las cuales se midieron, mediante radiografías biplanares, en cada vértebra, aproximadamente, cuarenta parámetros geométricos para cuantificar el cuerpo vertebral, la médula espinal, los pedículos, los procesos transversales, espinoso y articulares. En el año 2000, Zhou et al. [146], realizaron un análisis de los datos obtenidos mediante TAC médicos para determinar las dimensiones geométricas de las vértebras lumbares inferiores. Este estudio se basó en 126 pacientes, 55 hombres y 71 mujeres, con una edad de entre 22 y 80 años y que sufrían dolor lumbar. La nomenclatura y las dimensiones más representativas para el ancho, la profundidad y la altura de las vértebras se indican en la Figura 6-9 (solo para niveles lumbares) de acuerdo con [208]. En la Tabla 2 correspondiente al artículo que se desprende del capítulo 6 de esta tesis [155], se puede observar el resumen completo de las dimensiones de las vértebras lumbares en función de los estudios realizados por los diferentes autores existentes en la literatura.

Es importante destacar, que tanto la forma como las dimensiones de las vértebras varían para algunos autores con la edad [209]. Sin embargo, en esta investigación no se ha tenido en cuenta dichas variaciones. En cambio, la forma, el tamaño y las dimensiones de las vértebras L3-L4 se consideran constantes para ambos sexos independientemente de la edad. Por lo tanto, en esta tesis se utilizan dos vértebras sanas correspondientes al nivel lumbar L3-L4 obtenidas de un modelo digitalizado [210] y cuyas dimensiones se encuentran dentro del rango indicado por los diferentes autores mencionados anteriormente (ver Tabla 2 de [155]).

Dimensiones del disco intervertebral

Muchos autores han estudiado el comportamiento cinemático de los discos intervertebrales humanos de pacientes de ambos sexos y de diferentes edades y estaturas. De estos estudios se desprende que los DIV son similares en sus dimensiones (ancho, profundidad y altura) para dichos pacientes [93,97,145–153,172,99,211–213,107,125,127,130,131,136,139]. Las dimensiones anatómicas del DIV lumbar para todo el segmento L1-L5, encontradas en la literatura para los estudios llevados a cabo por diferentes autores, están resumidas en la Tabla 3 de la investigación realizada por Somovilla et al. [155]. La obtención del modelo propuesto de EF de la UVF se basa en el de los autores Denozière y Ku [139], cuyas dimensiones se observan en la Figura 6-9d (es decir, 50 mm de ancho, 35 mm de profundidad, 11 mm de altura y 1375 mm² de área). El modelo de EF del DIV humano tomado para este estudio fue validado con los datos obtenidos de la literatura [117]. Finalmente, un modelo geométrico 3D para la UVF se crea para este estudio de acuerdo con las dimensiones anatómicas de un segmento lumbar típico (L3-L4) según las dimensiones que aparecen en la Tabla 2 y Tabla 3 mencionadas anteriormente.

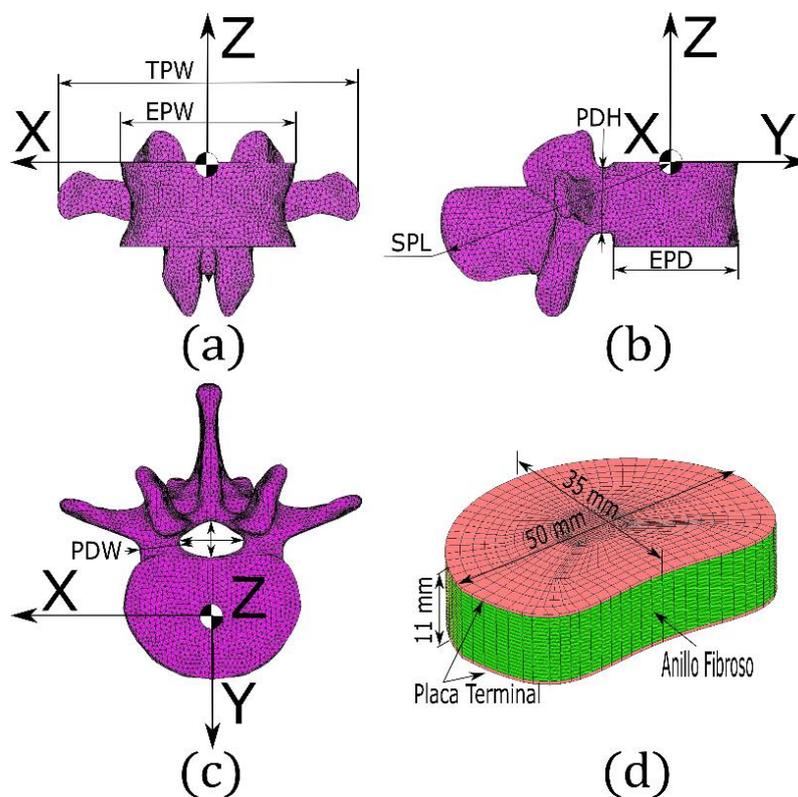


Figura 6-9. Dimensiones anatómicas de la vértebra lumbar. Fuente: Somovilla et al. [155]

6.2.4. Aplicación de las cargas y de las condiciones de contorno.

Cargas aplicadas al modelo propuesto de EF de la UVF.

Las cargas aplicadas al modelo de EF de la UVF corresponden a los siguientes ensayos estandarizados: compresión, flexión, extensión, flexión lateral, cortante y torsión. Estos ensayos son análogos a los diferentes movimientos de la columna vertebral durante las actividades diarias. Estos movimientos son bastante complejos y se producen mediante una combinación de estos en los planos axial, coronal y sagital (ver Figura 6-10a). En el plano coronal, el movimiento de la columna ocurre cuando una persona se inclina hacia adelante o hacia atrás. La inclinación hacia adelante de la columna vertebral se define como flexión, mientras que la inclinación hacia atrás se denomina extensión. El movimiento en el plano sagital o la flexión lateral se produce cuando la columna se dobla lateralmente hacia la derecha o hacia la izquierda. La rotación de la columna vertebral en el plano axial, en sentido horario u antihorario se conoce como torsión.

En este estudio, se utiliza el programa 3D Static Strength Prediction Program™ [174] para calcular las cargas aplicadas al modelo de la UVF para el ensayo de compresión (ver Figura 6-10b), flexión lateral (ver Figura 6-10c), flexión (ver Figura 6-10d), extensión (ver Figura 6-10e), torsión (ver Figura 6-10f) y cortante. Los valores de las cargas se obtienen tanto para hombres como para mujeres con un rango de edad de entre 30 y 80 años y para diferentes alturas y pesos de acuerdo con el diseño de experimentos fraccional 3^k (ver Tabla 6-4).

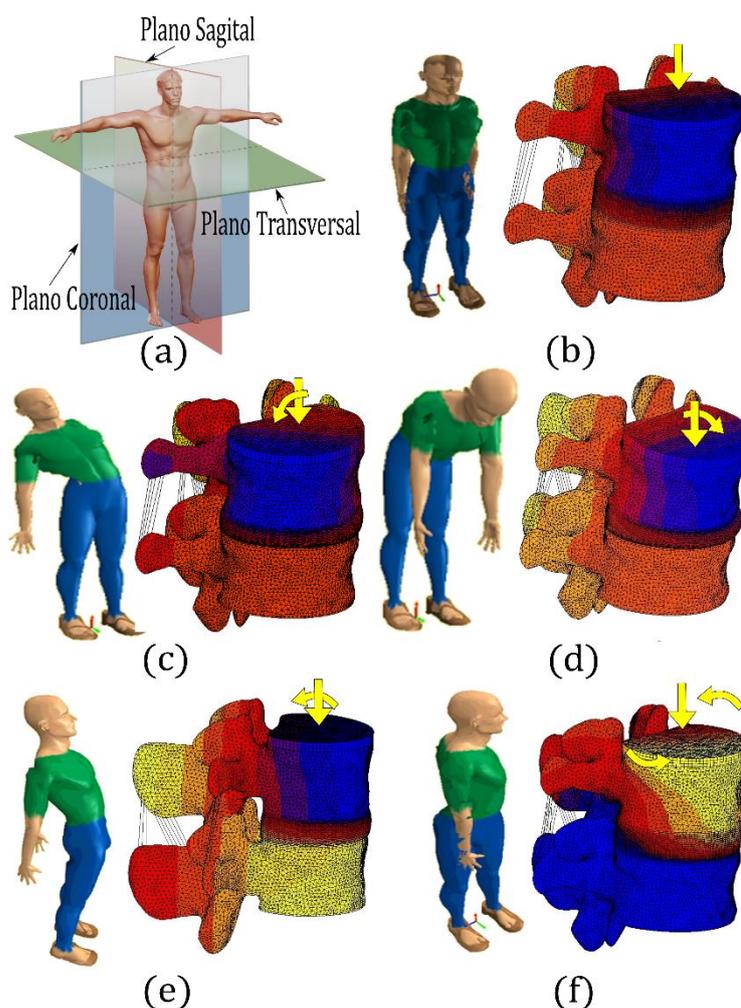


Figura 6-10. (a) Planos anatómicos, (b) compresión (c) flexión lateral, (d) flexión, (e) extensión y (f) torsión. Fuente: Somovilla et al. [155]

Tabla 6-4. Resumen de las cargas aplicadas en las simulaciones para hombres y mujeres.

Casos	Edad (years)	Peso (kg)	Altura (cm)	Compresión (N)		Flexión Lateral (Nm)		Flexión (Nm)	
				hombre/mujer	hombre/mujer	hombre/mujer	hombre/mujer		
1	30	70	160	358,4 / 304,0	61,6 / 51,8	70,2 / 59,2			
2	30	95	160	486,4 / 412,6	83,6 / 70,3	95,3 / 80,3			
3	30	120	160	614,4 / 521,1	105,6 / 88,9	120,4 / 101,4			
...			
10	55	70	160	358,4 / 304,0	61,6 / 51,8	70,2 / 59,2			
11	55	95	160	486,4 / 412,6	83,6 / 70,3	95,3 / 80,3			
12	55	120	160	614,4 / 521,0	105,6 / 88,9	120,4 / 101,4			
...			
26	80	95	190	486,4 / 412,6	99,2 / 83,5	113,2 / 95,4			
27	80	120	190	614,4 / 521,0	125,4 / 105,5	143,0 / 120,5			
Casos	Edad (years)	Peso (kg)	Altura (cm)	Extensión (Nm)		Torsión (Nm)		Cortante (N)	
				hombre / mujer	hombre / mujer	hombre / mujer	hombre / mujer		
1	30	70	160	56,4 / 46,7	2,7 / 2,6	450			
2	30	95	160	76,5 / 63,4	3,7 / 3,6	450			

3	30	120	160	96,6 / 80,1	4,7 / 4,5	450
...
10	55	70	160	56,4 / 46,7	2,7 / 3,6	450
11	55	95	160	76,5 / 63,4	3,7 / 4,5	450
12	55	120	160	96,6 / 80,1	4,7 / 2,9	450
...
26	80	95	190	90,8 / 75,3	4,4 / 5,3	450
27	80	120	190	114,7 / 95,1	5,6 / 2,6	450

Condiciones de contorno para el modelo propuesto de EF de la UVF

Muchos autores han estudiado el comportamiento de la UVF mediante el uso del MEF y, en este contexto, estos autores imponen sus condiciones de contorno a los modelos de la UVF y después reproducen el mismo análisis de forma experimental de la manera más meticulosa posible [131]. En la presente tesis, las condiciones de contorno que se establecen para el modelo de EF propuesto de la UVF fueron las mismas usadas por Denozière et al. [90,139] y Somovilla et al. [117]. Estas condiciones de contorno se aplican para obtener los desplazamientos (compresión y cortante), las rotaciones (flexión, extensión, flexión lateral y torsión) así como los bulges para todos los ensayos estandarizados (ver Figura 6-5 para los desplazamientos y Figura 6-7 para los bulges). Para todas las simulaciones de EF, se impone la condición límite de empotramiento para todos los nodos de la vértebra inferior, mientras que las cargas se aplican sobre la vértebra superior (soporte de acero). Los desplazamientos y las rotaciones se miden en el soporte de acero superior (ver Figura 6-5), mientras que los bulges se miden directamente a nivel del disco intervertebral. Las cargas se aplican al modelo de la UVF en forma de presión según P_c , P_b , P_{Lb} y F_t siendo las presiones correspondientes a los ensayos de compresión, flexión, flexión lateral y torsión respectivamente (ver Figura 6-11). Estas cargas se establecen en función de la edad, peso y sexo de cada individuo (ver Tabla 6-4).

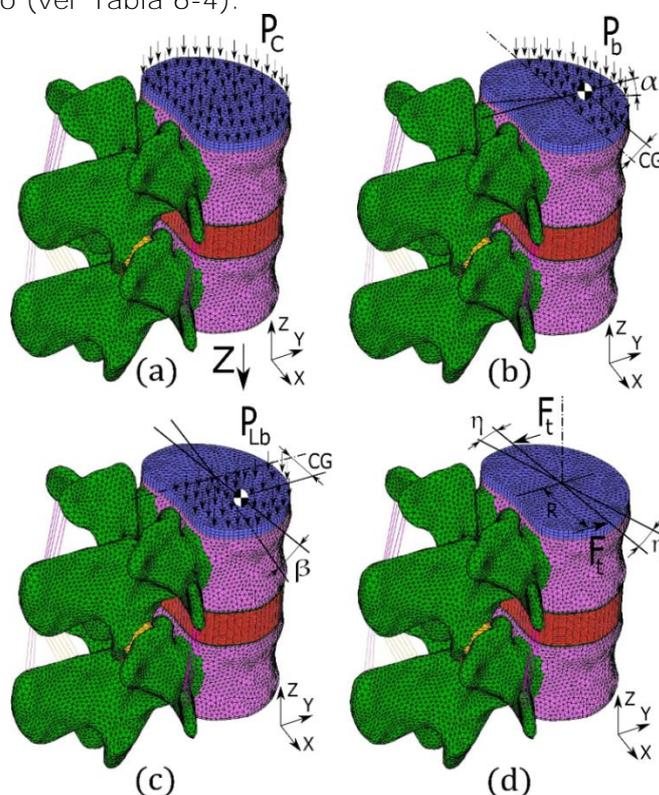


Figura 6-11. Condiciones de contorno del modelo de EF de UVF: (a) compresión, (b) flexión, (c) flexión lateral, (d) torsión. Fuente: Somovilla et al. [155]

6.2.5. Validación del modelo de EF de la UVF

Una vez creado el modelo de EF parametrizado de la UVF, los desplazamientos, rotaciones y bulges obtenidos en las simulaciones se validan con los datos experimentales obtenidos de la literatura (ver Tabla 8 de [155]). En dicha tabla se muestran los valores experimentales (desplazamientos, rotaciones y bulges) encontrados en la literatura y las correspondientes cargas aplicadas para obtenerlos, para cada uno de los ensayos estandarizados. Además, se muestran las cargas aplicadas y los resultados obtenidos en las simulaciones para el modelo de EF de la UVF propuesto en este estudio. De los valores que se muestran en dicha tabla, se desprende que los resultados obtenidos son similares para cargas también similares. Por lo tanto, se puede concluir que el modelo de EF de la UVF que se propone en este estudio tiene un comportamiento mecánico muy similar al obtenido experimentalmente por los autores, por lo que queda validado y se puede utilizar para estudiar el comportamiento mecánico de la UVF.

6.3. Obtención de los modelos de regresión

6.3.1. Diseño de experimentos (DoE)

Con el fin de ayudar a planificar los experimentos, en este caso las simulaciones por el MEF, de una forma más óptima, de tal modo que se minimice el coste computacional, se establece un diseño de experimentos (DoE) [154]. En este estudio existen tres variables de entrada que son la edad, el peso y la estatura. Con el fin de cubrir todo el espacio de posibilidades, se propone un diseño de experimentos factorial 3^k (tres factores y tres niveles). Esto implica que se requieren 3^3 (=27) simulaciones de EF. Con este número de simulaciones, se obtienen los modelos de regresión mediante el MSR y que este caso son polinomios de segundo grado.

Tal como se indicó previamente, esta investigación se centra en individuos de edades comprendidas entre 30 y 80 años, pesos de entre 70 a 120 kg, y estaturas de entre 160 a 190 cm. La matriz de diseño necesaria para implementar el DoE propuesto (3^k factorial) se puede ver en la Tabla 6-5, donde se muestran los distintos factores y sus niveles. En la Tabla 6-6 se resumen las propiedades mecánicas de cada componente de la UVF de acuerdo con el DoE propuesto, tanto para hombres como para mujeres. Cada una de estas propiedades mecánicas de los componentes de la UVF, se obtiene en función de la edad, el peso, la estatura y el sexo, en base a lo descrito en las secciones anteriores de este capítulo (ver Secciones 6.1.2 y 6.1.3).

Tabla 6-5. Factores y niveles propuestos para el DoE 3^k factorial.

Factores	Unidades	Niveles		
		-1	0	+1
Edad	Años	30	55	80
Peso	kg	70	95	120
Estatura	cm	160	175	190

Tabla 6-6. Propiedades mecánicas según el DoE 3^k factorial propuesto para hombres y mujeres.

Caso	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (cm)	Cortical espesor (mm)	HOMBRES/ MUJERES					
					Trabecular Young (MPa)	Trabecular Poisson	Endplate Young (MPa)	Núcleo Young (MPa)	Núcleo Poisson	Anillo Young
1	30	70	160	0,296	199,210 /149,210	0,266	96,842	1,000	0,499	4,000
2	30	95	160	0,296	199,210 /149,210	0,266	96,842	1,000	0,499	4,000
3	30	120	160	0,296	199,210 /149,210	0,266	96,842	1,000	0,499	4,000
...

10	55	70	160	0,246	126,842/101,842	0,177	57,368	13,899	0,380	5,206
11	55	95	160	0,246	126,842/101,842	0,177	57,368	13,899	0,380	5,206
12	55	120	160	0,246	126,842/101,842	0,177	57,368	13,899	0,380	5,206
...
26	80	95	190	0,197	54,473/54,473	0,087	17,894	81,000	0,300	6,000
27	80	120	190	0,197	54,473/54,473	0,087	17,894	81,000	0,300	6,000

* Módulo Young Cortical =12,000 MPa y Módulo Poisson μ = 0,3; Módulo Young Hueso Posterior = 3000 MPa, y Módulo de Poisson =0,3; Endplate Módulo Poisson = 0,4; y Módulo Poisson Anillo = 0,45

6.3.2. Resultados del modelo de EF

En la Tabla 6-7 se muestran los resultados obtenidos, desplazamientos, rotaciones y bulges de las simulaciones realizadas para el modelo parametrizado de EF de la UVF. Estos resultados se obtienen de acuerdo con las propiedades mecánicas y las cargas aplicadas a los modelos de la UVF y que se resumen en la Tabla 6-3 y Tabla 6-4, respectivamente.

Según los resultados obtenidos, y por regla general, se puede observar que, para los mismos pesos (w) y alturas (h), tanto para hombres como para mujeres, los valores de los desplazamientos, rotaciones y bulges decrecen con la edad de cada persona. Solamente las rotaciones correspondientes a los ensayos de flexión y cortante incrementan su valor (ver columnas 7 y 10). Estos resultados muestran también que, cuando el peso (w) en las mujeres aumenta, para la misma edad (a) y la misma altura (h), todos los desplazamientos, rotaciones y bulges incrementan sus valores, excepto los valores del bulge posterior y bulge lateral correspondientes al ensayo de flexión en mujeres de 30 años, los cuales disminuyen su valor (ver columnas 16 y 17). Por el contrario, en el caso de los hombres, todos los desplazamientos, rotaciones y bulges incrementan cuando aumenta el peso (w), mientras que la edad (a) y la altura (h) permanecen constantes.

A la vista de los resultados otra conclusión que se obtiene es que cuando la altura (h) incrementa, tanto en hombres como en mujeres, para la misma edad (a) y peso (w), las rotaciones correspondientes a los ensayos de flexión, flexión lateral y extensión incrementan (ver columnas 6, 7 y 8). Del mismo modo, los bulges posterior y lateral (correspondientes a los ensayos de flexión lateral, flexión y extensión) incrementan mientras que la rotación (correspondiente al ensayo de torsión) decrecen (ver columnas 6-9, 14-19). Además, los desplazamientos correspondientes al ensayo de cortante, así como los bulges anterior, posterior y lateral, permanecen constantes para hombres y mujeres, cuando su altura (h) incrementa mientras que el peso (w) y la edad (a) permanecen constantes.

Como conclusión que se extrae de los resultados obtenidos se puede decir que ninguno de los casos simulados excede los límites propuestos en este estudio. Dichos límites son los correspondientes a las máximas rotaciones producidas en los ensayos de flexión y flexión lateral (ver Tabla 6-2). Lo mismo ocurre para el bulge posterior (ver Figura 6-7) ya que el desplazamiento que se produce tampoco excede el límite propuesto. Esto es, en ninguno de los casos simulados se supera un tercio del diámetro total del canal espinal. El hecho de que no se excedan los límites propuestos (ángulos y bulges) sugiere que el modelo propuesto de EF de la UVF se comporta de forma similar, dentro del rango de movimientos permitidos, al comportamiento de la UVF real humana, tanto para hombres como para mujeres.

Tabla 6-7. Resultados obtenidos del MEF según la edad, peso y estatura para hombres y mujeres.

HOMBRE																		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
Caso	Edad (a) (años)	Peso (w) (kg)	Altura (h) (cm)	Comp (mm)	LatB (°)	Flex (°)	Ext (°)	Torsion (°)	Shear (mm)	bComp Ant (mm)	bComp Pos (mm)	bComp Lat (mm)	bLatB Pos (mm)	bLatB Lat (mm)	bFlex Pos (mm)	bFlex Lat (mm)	bExt Pos (mm)	bExt Lat (mm)
1	30	70	160	0,183	3,689	6,323	1,120	0,304	1,500	0,232	0,310	0,128	3,111	1,337	4,107	1,233	2,569	0,683
2	30	95	160	0,246	4,780	7,582	1,106	0,397	1,565	0,308	0,420	0,168	3,789	1,613	4,898	1,445	3,330	0,851
3	30	120	160	0,307	5,787	8,997	1,124	0,544	1,628	0,381	0,531	0,205	4,337	1,830	5,601	1,633	3,950	0,999
...
7	30	70	190	0,183	4,279	6,979	1,028	0,212	1,500	0,232	0,309	0,128	3,455	1,484	4,509	1,343	2,938	0,762
10	55	70	160	0,163	3,573	6,472	0,643	0,211	1,523	0,175	0,083	0,103	0,794	1,303	0,975	1,077	0,822	0,572
11	55	95	160	0,220	4,637	8,027	0,695	0,314	1,583	0,234	0,112	0,136	1,099	1,616	1,383	1,319	1,126	0,733
12	55	120	160	0,277	5,547	9,620	0,751	0,496	1,641	0,291	0,156	0,169	1,437	1,840	1,773	1,535	1,446	0,883
...
26	80	95	190	0,213	6,665	10,486	0,743	0,277	1,794	0,130	0,017	0,079	0,776	1,802	0,647	1,374	1,061	0,656
27	80	120	190	0,269	7,403	12,102	0,761	0,393	1,852	0,164	0,022	0,100	0,885	2,033	0,964	1,501	1,162	0,774
MUJER																		
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19
Caso	Edad (a) (años)	Peso (w) (kg)	Altura (h) (cm)	Comp (mm)	LatB (°)	Flex (°)	Ext (°)	Torsion (°)	Shear (mm)	bComp Ant (mm)	bComp Pos (mm)	bComp Lat (mm)	bLatB Pos (mm)	bLatB Lat (mm)	bFlex Pos (mm)	bFlex Lat (mm)	bExt Pos (mm)	bExt Lat (mm)
1	30	70	160	0,161	3,257	5,931	0,992	0,304	1,572	0,200	0,257	0,111	2,705	1,209	3,673	1,126	2,146	0,596
2	30	95	160	0,217	4,245	7,189	1,015	0,397	1,629	0,266	0,349	0,146	3,370	1,475	4,377	1,331	2,846	0,749
3	30	120	160	0,271	5,172	8,450	1,060	0,559	1,685	0,330	0,441	0,179	3,909	1,694	3,376	0,993	3,459	0,885
...
7	30	70	190	0,161	3,795	6,569	0,929	0,212	1,571	0,199	-0,257	0,110	3,045	1,350	4,036	1,230	2,481	0,668
10	55	70	160	0,145	3,165	5,992	0,588	0,215	1,586	0,151	0,067	0,088	0,649	1,166	0,897	0,967	0,686	0,495
11	55	95	160	0,196	4,140	7,597	0,656	0,271	1,639	0,202	0,091	0,118	0,904	1,458	1,051	1,197	0,936	0,637
12	55	120	160	0,246	5,064	8,934	0,657	0,496	1,692	0,252	0,129	0,146	1,174	1,715	1,448	1,390	1,202	0,770
...
26	80	95	190	0,181	5,166	8,923	0,362	0,165	1,760	0,111	0,014	0,068	0,581	1,538	0,523	1,355	0,842	0,557
27	80	120	190	0,228	6,122	11,181	0,870	0,425	1,810	0,139	0,018	0,085	0,693	1,908	0,633	1,635	1,131	0,685

6.3.3. Obtención de los modelos de regresión

Considerando como entradas las cargas del modelo (ver Tabla 6-4) y los parámetros establecidos (ver Tabla 6-6), todos ellos variables con la edad(a), el peso(w), la estatura(h) y el sexo, así como los resultados del MEF como salidas (ver Tabla 6-7), se generan 15 modelos de regresión para obtener los distintos desplazamientos, rotaciones y bulges, mediante el MSR y utilizando el software "R" [28].

Los resultados obtenidos de los modelos de regresión y de acuerdo a cada uno de los ensayos son: los bulges anterior, posterior y lateral para el ensayo de compresión (bCompAnt, bCompPos y bCompLat); bulge posterior y lateral para el ensayo de flexión lateral (bLatBPos y bLatBLat); bulge posterior y lateral para el ensayo de flexión (bFlexPos y bFlexLat); bulge posterior y lateral para el ensayo de extensión (bExtPos y bExtLat); desplazamientos para los ensayos de compresión (Comp); cortante (Shear) y finalmente las rotaciones correspondientes a los ensayos de flexión (Flex), flexión lateral (LatB), extensión (Ext) y torsión (Tors).

A continuación, se muestran algunas de las ecuaciones obtenidas para los modelos de regresión de segundo orden que se obtienen para las rotaciones del ensayo de compresión y flexión lateral (Comp y LatB), así como el bulge posterior a flexión (bFlexPos) tanto como para hombres como para mujeres. El resto de ecuaciones se pueden ver en el artículo resultado de esta investigación [155].

Hombres

$$\text{Comp} = 0,053133667 - 0,001754467 \cdot a + 1,408e-05 \cdot a^2 + 0,002579 \cdot w - 4,6e-06 \cdot a \cdot w \quad (\text{Ec. 6-1})$$

$$\text{LatB} = 0,82664252 - 0,11652496 \cdot a + 0,00088236 \cdot a^2 + 0,05404277 \cdot w + 8,405e-05 \cdot a \cdot w - 0,00024436 \cdot w^2 + 0,00014887 \cdot a \cdot h + 0,00018921 \cdot w \cdot h \quad (\text{Ec. 6-2})$$

$$\text{bFlexPos} = 6,9435961 - 0,2751612 \cdot a + 0,0019799 \cdot a^2 + 0,0387914 \cdot w - 0,000355 \cdot a \cdot w + 0,0109526 \cdot h \quad (\text{Ec. 6-3})$$

Mujeres

$$\text{Comp} = 0,432151556 + 0,001610491 \cdot w - 6,85e-06 \cdot a \cdot w + 4,24e-06 \cdot w^2 - 0,004511111 \cdot h + 1,2889e-05 \cdot h^2 \quad (\text{Ec. 6-4})$$

$$\text{LatB} = -3,95177226 - 0,02649056 \cdot a + 0,00043827 \cdot a^2 + 0,0654908 \cdot w - 0,00013325 \cdot w^2 + 0,02519115 \cdot h - 8,749e-05 \cdot a \cdot h \quad (\text{Ec. 6-5})$$

$$\text{bFlexPos} = 5,6664144 - 0,1455833 \cdot a + 0,0015784 \cdot a^2 - 0,0004419 \cdot w^2 - 0,0006091 \cdot a \cdot h + 0,0005371 \cdot w \cdot h \quad (\text{Ec. 6-6})$$

6.3.4. Análisis de la varianza

Posteriormente, se realiza un ANOVA sobre los modelos de regresión con el fin de identificar qué parámetro (edad, altura y peso) tiene más influencia, sobre los desplazamientos, rotaciones y bulges de la UVF para cada ensayo, y de acuerdo con el sexo (hombre o mujer). Si el p-value obtenido es menor que 0,01 esto demuestra que los modelos son estadísticamente significativos en caso contrario no. Las tablas correspondientes a todos los valores obtenidos en el análisis ANOVA para cada una de las salidas se pueden ver en el trabajo publicado por los autores Somovilla Gómez et al. [155] (ver Tablas 11 a 16).

Influencia de la edad y del peso

En general, y según el análisis ANOVA realizado para este estudio se observa que tanto el peso (w) como la edad (a), influyen directamente sobre todas las variables de desplazamiento, rotaciones y bulges posteriores, tanto en hombres como en mujeres. Sin embargo, en los casos de extensión (Ext) y torsión (Tors) para hombres y el caso de compresión (Comp) para mujeres, el peso (w) debe combinarse con la edad (a) para influir en la rotación, desplazamiento. En la Tabla 6-8 se puede ver un resumen de la influencia (si, no) sobre los desplazamientos, rotaciones y bulges de la edad (a), el peso (w) y la estatura (h) para cada uno de los ensayos realizados.

Tabla 6-8. Resumen de la influencia del peso, edad y estatura sobre los desplazamientos, rotaciones y bulges obtenidos de los modelos de regresión para cada ensayo de acuerdo con el sexo.

Ensayo	Desplazamiento		Rotación		Bulge Anterior		Bulge Posterior		Bulge Lateral	
	w=si a=si h=no	w=si a=* h=no			w=si a=si h=no	w=si a=si h=no	w=si a=si h=no	w=si a=si h=no	w=si a=si h=no	w=si a=si h=no
Compresión (Comp)			-							
Flexión (Flex)	-		w=si a=si h=si	w=si a=si h=si	-	-	w=si a=si h=si	w=si a=si h=* h=si	w=si a=si h=si	w=si a=* h=* h=si
Flexión Lateral (LatB)	-		w=si a=si h=* h=si	w=si a=si h=si	-	-	w=si a=si h=si	w=si a=si h=si	w=si a=no h=si	w=si a=si h=* h=si
Extensión (Ext)	-		w=* a=si h=* h=si	w=si a=si h=si	-	-	w=si a=si h=* h=si	w=si a=si h=* h=si	w=si a=si h=si	w=si a=si h=si
Torsión (Tors)	-		w=* a=* h=no	w=si a=si h=si	-	-	-	-	-	-
Cortante	w=si a=si h=no	w=si a=si h=no	-		-	-	-	-	-	-

si= influye en el ensayo; no= no influye en el ensayo; *=combinado con otro para que influya; azul=hombre; rosa=mujer.

Influencia de la altura.

Por el contrario, se observa según el análisis ANOVA, que la altura (h) no tiene influencia en el desplazamiento que se produce en el ensayo de compresión (Comp) o cortante (Shear), tanto para los hombres como para las mujeres.

Sin embargo, para el caso de los hombres, la altura (h) sí que influye directamente en las rotaciones correspondientes a las pruebas de flexión, flexión lateral y extensión (Flex, LatB y Ext) a excepción del ensayo de torsión (Tors). En el caso de las mujeres, la altura (h) influye directamente en la rotación para todos los ensayos estandarizados.

En lo que se refiere a los bulges, la altura (h) no influye en los bulges anterior, posterior o lateral del ensayo a compresión (Comp), para hombres y mujeres. Tampoco influye en los ensayos de Torsión o Shear. En el resto de ensayos, flexión, extensión y flexión lateral la altura (h) sí que influye directamente en los bulges posterior y lateral de dichas pruebas (bFlexPos, bFlexLat,

bExtPos, bExtLat, bLatBPos y bLatBLat). En algunos de estos casos la altura influye, pero combinada con la edad o con el peso.

Finalmente, y con el fin de evaluar la capacidad predictiva de los modelos de regresión, se calcula el coeficiente de correlación (R^2) como medida de la variación en torno a la media que se produce en el modelo de regresión. Los valores obtenidos para la correlación (R^2), se observa que están cerca de uno, lo que indica que el modelo posee un buen ajuste, tanto para la fase de entrenamiento como para la fase de testeo (Ver Tabla 6-9 y Tabla 6-10). En estas tablas se muestra también el error cuadrático medio (RMSE) y el error medio absoluto (MAE) calculados para determinar la capacidad de generalización de los modelos. Estos errores se calculan a partir de los datos normalizados según una misma escala (es decir, 0-1) para poder compararlos entre sí.

Los resultados en la fase de entrenamiento muestran que los valores de correlación más bajos se obtienen para la rotación a torsión (Tors) y extensión (Ext) para los hombres, y el bulge lateral del ensayo a flexión (bFlexLat) para las mujeres, y cuyos valores son 0,979, 0,97021 y 0,95786, respectivamente. Además, los errores máximos obtenidos aparecen también en la rotación a extensión (Ext) para los hombres (MAEnormalized = 5,532%) y en el bulge lateral a flexión (bFlexLat) para las mujeres (MAEnormalized = 6,115%). A la vista de los resultados podemos concluir que el MAE normalizado obtenido es muy pequeño (el máximo obtenido es de alrededor del 10%).

De forma adicional, se generan veinte nuevos modelos de EF de la UVF para testear los modelos de regresión propuestos con diferentes valores de edad (a), peso (w) y estatura (h), que no han sido utilizados previamente para generar dichos modelos de regresión. Se calculan también la correlación y los errores MAE y RMSE normalizados para esta fase de testeo (ver Tabla 6-10). En dicha tabla se puede observar que el máximo error corresponde al bulge lateral para el ensayo a flexión (bFlexLat), con un valor MAE normalizado igual a 9,79% y 9,70% para hombres y mujeres, respectivamente. El mínimo error se corresponde con el bulge posterior a compresión (bCompPos) para hombres y mujeres, con valores de 1,11% y 1%, respectivamente. Los errores indican que el ajuste de los modelos de regresión es relativamente preciso. También indica una buena capacidad de generalización.

Tabla 6-9. Errores de predicción de los modelos de regresión para hombres y mujeres: entrenamiento.

Variable	HOMBRES			MUJERES		
	Correlation R^2	MAE normalizado	RMSE normalizado	Correlation R^2	MAE normalizado	RMSE normalizado
Comp	0,999	0,00063	0,00075	0,995	0,01943	0,03159
LatB	0,994	0,09036	0,11386	0,997	0,01576	0,02012
Flex	0,998	0,07460	0,08665	0,989	0,02841	0,03759
Ext	0,970	0,05532	0,06894	0,983	0,04343	0,05528
Tors	0,979	0,01910	0,02185	0,996	0,01929	0,02522
Shear	0,999	0,00067	0,00081	1	0,00064	0,00075
bCompAnt	0,999	0,00146	0,00172	0,999	0,00526	0,00624
bCompPos	0,999	0,00574	0,00685	0,999	0,01158	0,0139
bCompLat	0,999	0,00119	0,0014	0,999	0,00813	0,00965
bLatBPos	0,999	0,02444	0,03099	0,999	0,00971	0,01162
bLatBLat	0,995	0,01771	0,02192	0,996	0,01923	0,02423
bFlexPos	0,999	0,04847	0,07113	0,992	0,02808	0,03714
bFlexLat	0,996	0,01471	0,01842	0,957	0,06115	0,07772
bExtPos	0,998	0,04992	0,06099	0,998	0,01472	0,01845
bExtLat	0,999	0,00513	0,00671	0,999	0,00507	0,00595

Tabla 6-10. Errores de predicción de los modelos de regresión para hombres y mujeres: testeo

Variable	HOMBRES		MUJERES	
	MAE normalizado	RMSE normalizado	MAE normalizado	RMSE normalizado
Comp	0,01343	0,01659	0,04745	0,06134
LatB	0,02925	0,03916	0,02377	0,03715
Flex	0,02230	0,02923	0,03273	0,03998
Ext	0,04949	0,07708	0,04525	0,06459
Tors	0,07448	0,11739	0,03764	0,04679
Shear	0,01496	0,02156	0,01205	0,01441
bCompAnt	0,02890	0,03642	0,02739	0,03396
bCompPos	0,01111	0,01435	0,01001	0,01213
bCompLat	0,02971	0,04028	0,03231	0,04114
bLatBPos	0,02883	0,03453	0,03211	0,03812
bLatBLat	0,08217	0,09961	0,06987	0,08570
bFlexPos	0,01796	0,02478	0,01239	0,01993
bFlexLat	0,09792	0,11473	0,09709	0,11630
bExtPos	0,03928	0,04531	0,03580	0,04374
bExtLat	0,07995	0,09152	0,07413	0,08579

6.4. Optimización

6.4.1. Determinación del riesgo de daño en la UVF en función del IMC y MSR

La OMS recomienda unos valores determinados de peso corporal en función del IMC para adultos. Este índice, señala el estado nutricional y el peso saludable que debería tener cada persona. Por esta razón, se considera en este estudio el IMC como uno de los indicadores más importantes de riesgo para la salud y en concreto su relación con el posible daño producido en la columna lumbar. Se define como el peso de una persona en kilogramos dividido por el cuadrado de la altura de la persona en metros (kg/m^2). En general, la OMS define el sobrepeso para un índice IMC igual o superior a 25 y la obesidad como un IMC igual o superior a 30, aunque estos valores también dependen de la edad y el sexo (Ver Tabla 6-11).

Tabla 6-11. Índice de Masa Corporal (IMC) según la edad y el sexo de acuerdo con la OMS.

Sexo	Edad (Años)	Clasificación Estado Nutricional		
		IMC (kg/m^2) Peso Normal	IMC (kg/m^2) Sobrepeso	IMC (kg/m^2) Obesidad
Mujer	25-34	20	25	
	55-64	23	28	≥ 30
	65-90	25	30	
Hombre	25-34	22	27	
	55-64	24	28	≥ 30
	65-90	25	30	

Con el objetivo de calcular cual es el peso máximo que se puede alcanzar para evitar el daño en el segmento lumbar L3-L4 de la columna vertebral se realiza una optimización. A partir de los modelos de regresión obtenidos junto con los valores de la edad, el peso (basado en el IMC), la estatura y el sexo, se calculan los desplazamientos, rotaciones y bulges de la UVF para cada individuo. Estos resultados se pueden observar en las Tablas 21, 22 y 23 del trabajo que se deriva de este estudio y desarrollado por los autores Somovilla et al. [155]. Además de calcular el peso

máximo que puede alcanzar una persona para evitar que se produzca daño en el segmento lumbar L3-L4 de la UVF, se consideran tres restricciones más que son: el límite de rotación a flexión, el límite de rotación a flexión lateral [175,176] y el límite de desplazamiento del bulge posterior. Este último no debe exceder un tercio de la anchura del canal espinal [177].

De forma gráfica se muestran los resultados más significativos obtenidos para esta optimización en las figuras posteriores. En la Figura 6-12, se muestran las rotaciones de la UVF que corresponden al ensayo de flexión y que se obtuvieron a partir de los modelos de regresión para hombres y mujeres de 30, 55 y 80 años, con peso (w) y altura (h) (superficies azuladas). Se observan además, unas superficies rojizas horizontales, que representan las restricciones impuestas en este estudio (límites a flexión, flexión lateral y bulge posterior) [175]. Estas superficies indican los límites máximos que la UVF puede soportar para evitar el daño en la columna. Estas restricciones o límites máximos de rotación a flexión de la UVF se corresponden con los valores de 9° y 8° para 30 y 55 años, respectivamente, tanto para hombres como para mujeres. El límite de rotación a flexión para la edad de 80 años es igual a 3° (superficie rojiza) para hombres y mujeres según [175].

Flexión para hombres y mujeres

En Figura 6-12 la superficie horizontal rojiza que representa el límite de rotación a flexión intersecta con la superficie azulada que a su vez representa los resultados de rotación para el ensayo de flexión obtenidos de los modelos de regresión. La intersección de estas dos superficies genera una línea (en azul) que representa el peso máximo que un individuo (hombre o mujer) puede alcanzar para una altura y edad específicas sin que la UVF sufra ningún daño. En la Figura 6-12a se indican también tres puntos A, B y C, que se corresponden a los pesos máximos que se pueden alcanzar en hombres de 30 años y alturas de 160, 175 y 190 cm, respectivamente, para que no se exceda el límite de rotación a flexión (9°) evitando así el daño en la UVF. Los máximos pesos alcanzados en este caso son: 119 kg para A, 114 kg para B y 107 kg para C. De la misma manera, en la Figura 6-12b se observan los puntos D, E y F, que se corresponden con el máximo peso que se puede alcanzar para hombres de 55 años sin exceder el límite de rotación a flexión (8°) para alturas de 160, 155 y 190 cm, respectivamente. En este caso los valores de los pesos son: 93 kg para D, 89 kg para E y 87 kg para F. Para el caso de hombres de 80 años, las curvas no se intersectan entre sí. Además, la superficie rojiza está por debajo de la superficie azul, lo que significa que para hombres de 80 años de edad se excede el límite de rotación de 3° impuesto en este estudio según [175], aunque esta limitación no es aceptada por otros autores que son menos conservadores y admiten un límite superior de 7° y 12° [195,196].

De forma similar ocurre con la flexión en mujeres para edades de 30,55 o 80 años, con estaturas de 160,175 y 190 cm respectivamente (ver Figura 6-12d,e y f) para las que los máximos pesos admitidos son 110 kg (K), 101 kg (L), 97 kg (M) o 96 kg (N).

Flexión lateral para hombres y mujeres

La Figura 6-13 se corresponde con los resultados obtenidos de los modelos de regresión para las rotaciones a flexión lateral de la UVF, para hombres y mujeres de 30, 55 y 80 años de edad en función del peso (w) y de la estatura (h), (superficies azuladas). Los límites de rotación correspondientes a la flexión lateral son 8° , 8° y 6° para hombres y mujeres de 30, 55 y 80 años, respectivamente (superficies rojizas). Solo se observan puntos de corte entre las curvas para los casos de hombres y mujeres de 80 años con pesos de 89 kg (O), 87 kg (P), 83 kg (Q) y 105 kg (S). Estos pesos se corresponden con el máximo peso que se puede alcanzar para hombres y mujeres con 80 años sin que se exceda el límite de rotación a flexión lateral (6°) y evitando que se produzca daño en la UVF (Ver Figura 6-13c, f).

Bulge posterior a flexión para hombres y mujeres

De la misma manera, en la Figura 6-14 se observa el desplazamiento del bulge posterior a flexión para hombres y mujeres con 30, 55 y 80 años, respectivamente. Se puede observar que las superficies azuladas que se corresponden con los resultados obtenidos para el bulge posterior a flexión no interseccionan la superficie rojiza que se corresponde con el límite de desplazamiento, que en este caso es de 5mm para todas las edades y géneros. Como ambas superficies no se cruzan y además la superficie azulada aparece debajo de la superficie rojiza horizontal, esto indica que el desplazamiento del bulge posterior del disco intervertebral de la UVF es inferior a $1/3$ del diámetro del canal espinal, que es considerado en este caso como el valor umbral.

Solamente, en el caso de los hombres de 30 años, las dos superficies se interseccionan. Los puntos de corte indican que el máximo peso que un hombre de 30 años puede alcanzar sin exceder el límite de desplazamiento del bulge posterior a flexión ($1/3$ del canal espinal) es de 99 kg para una altura de 160 cm, 93 kg para 175 cm y 90 kg para 190 cm y se corresponden con los puntos T, U y V respectivamente (ver Figura 6-14a).

Finalmente, en la Tabla 6-12 y Tabla 6-13 se resumen los resultados obtenidos que indican el peso máximo que una persona puede alcanzar (hombre o mujer) sin exceder los límites de rotación, desplazamiento y bulge (ver columnas 9-13).

El peso mínimo o peso saludable o normal (columna 4) corresponde a un individuo con un buen estado nutricional (IMC normal) y que se encuentra dentro del rango saludable recomendado por la OMS. En estos casos, y a la vista de los resultados obtenidos, no se supera el límite permitido de rotaciones, desplazamientos y bulges, por lo que la columna vertebral no sufre ningún daño tanto en hombres como en mujeres.

En el caso de personas con sobrepeso, existe un grupo pequeño de personas que corre el riesgo de sufrir daños en la columna vertebral, ya que se observa en los resultados un aumento de las rotaciones, desplazamientos y bulges de la UVF. En este caso solo para un cierto rango de edades y estaturas se observa que el sobrepeso puede causar daños en la UVF, ya que se supera el peso máximo permitido (columna 12).

En el caso de las personas con obesidad, cuyo peso excede en gran medida el máximo permitido, el riesgo de daño en la columna vertebral aumenta de forma muy significativa, ya que se superan todos los límites permitidos (flexión, flexión lateral y bulge posterior) para todos los rangos de edades y estaturas, en hombres y mujeres. Por lo tanto, en el caso algunas personas con sobrepeso, así como en todos los casos de personas con obesidad, es decir índices IMC altos o muy altos, este riesgo de daño se incrementa, acentuándose además en los hombres y en las personas mayores. Esto implica además una amplia variedad de afecciones que perjudican a la salud, incluido el daño en la columna vertebral [163–167].

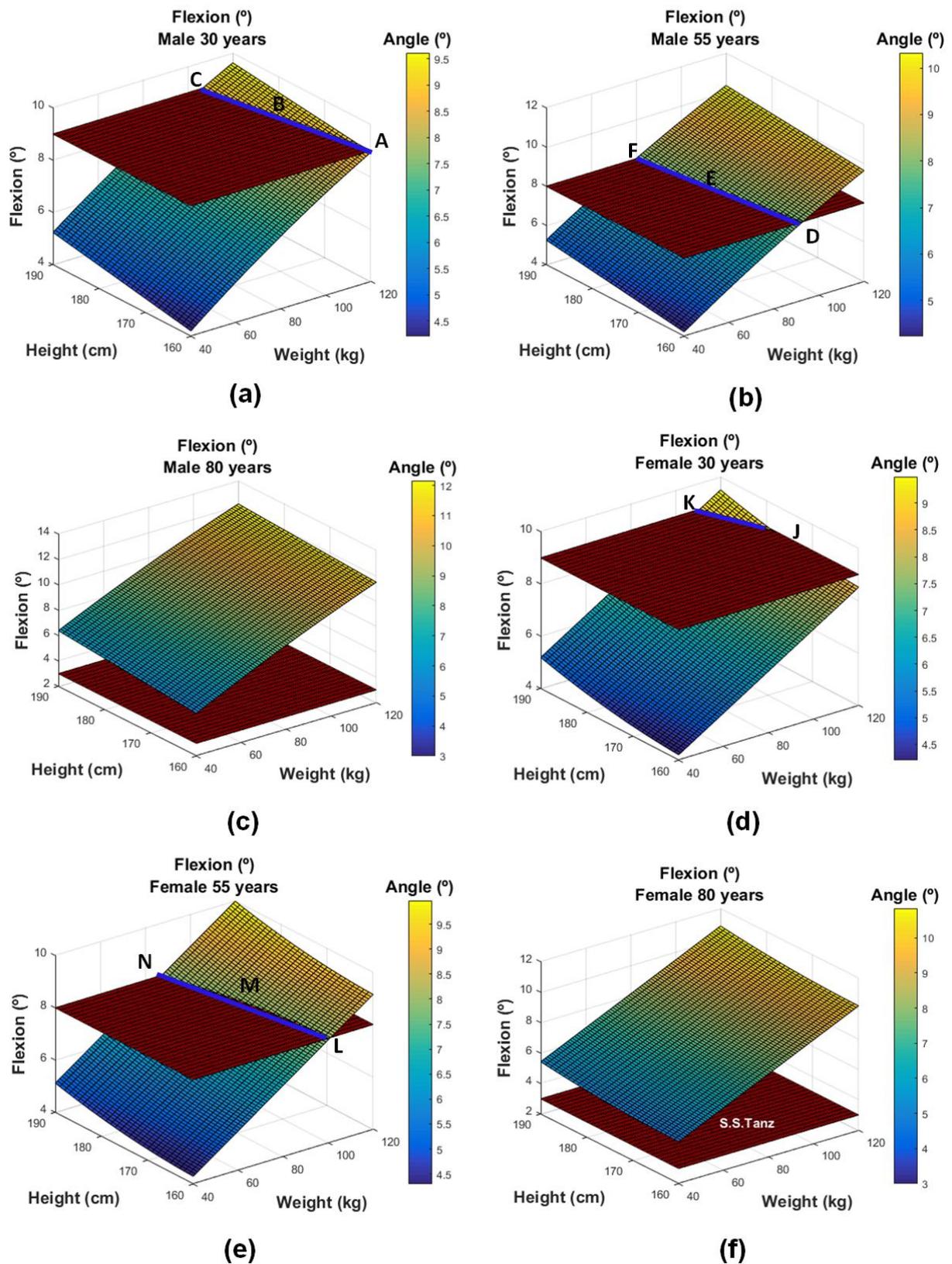
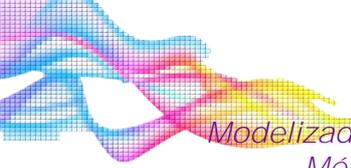


Figura 6-12. Rotaciones a flexión y restricciones para hombres y mujeres de 30, 55 y 80 años. Fuente: Somovilla et al. [155]

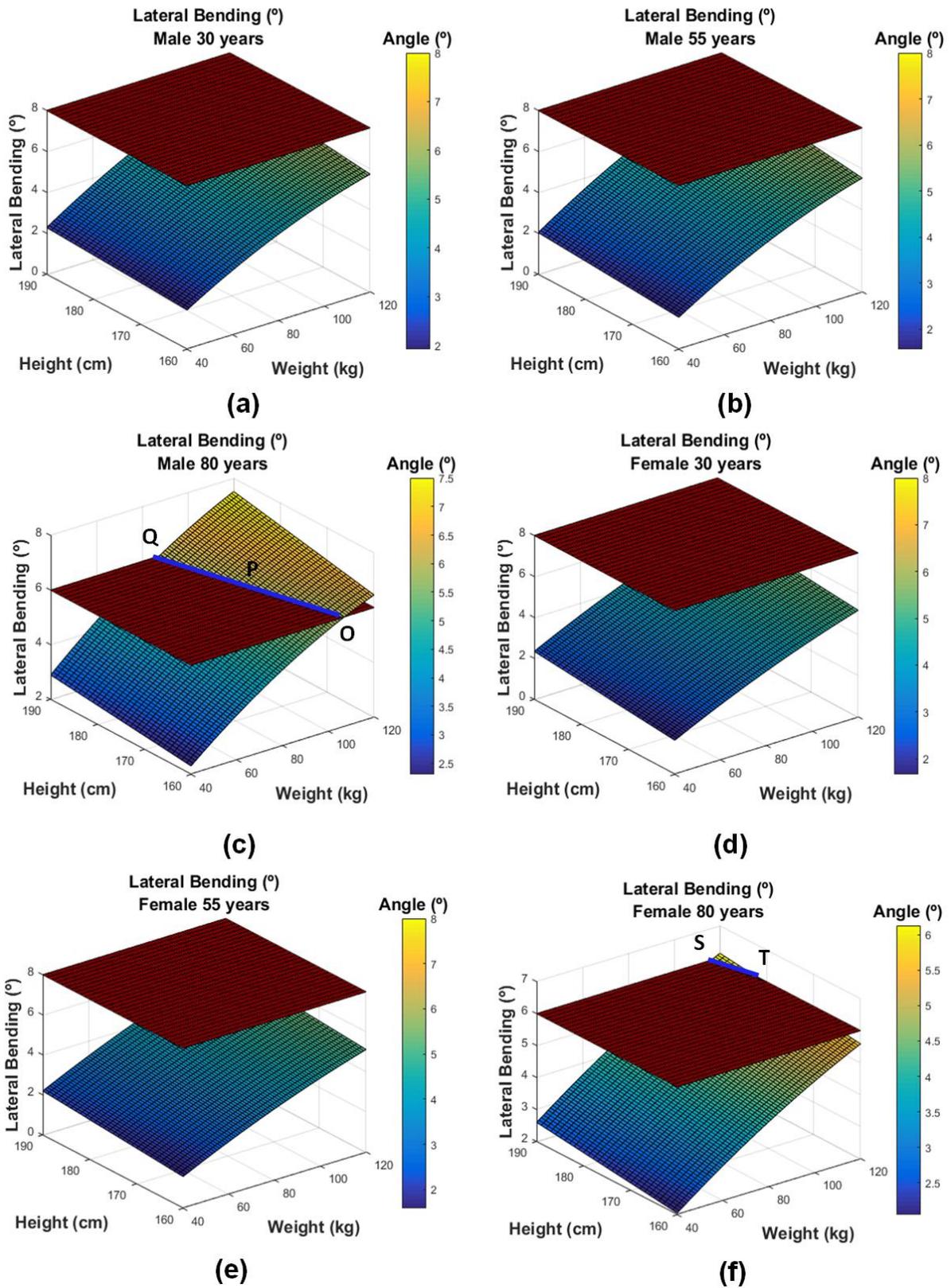
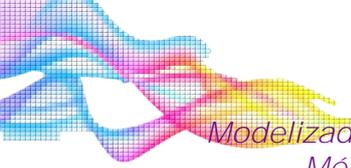


Figura 6-13. Rotaciones a flexión lateral y restricciones en hombres y mujeres con 30, 55 y 80 años.
Fuente: Somovilla et al. [155]

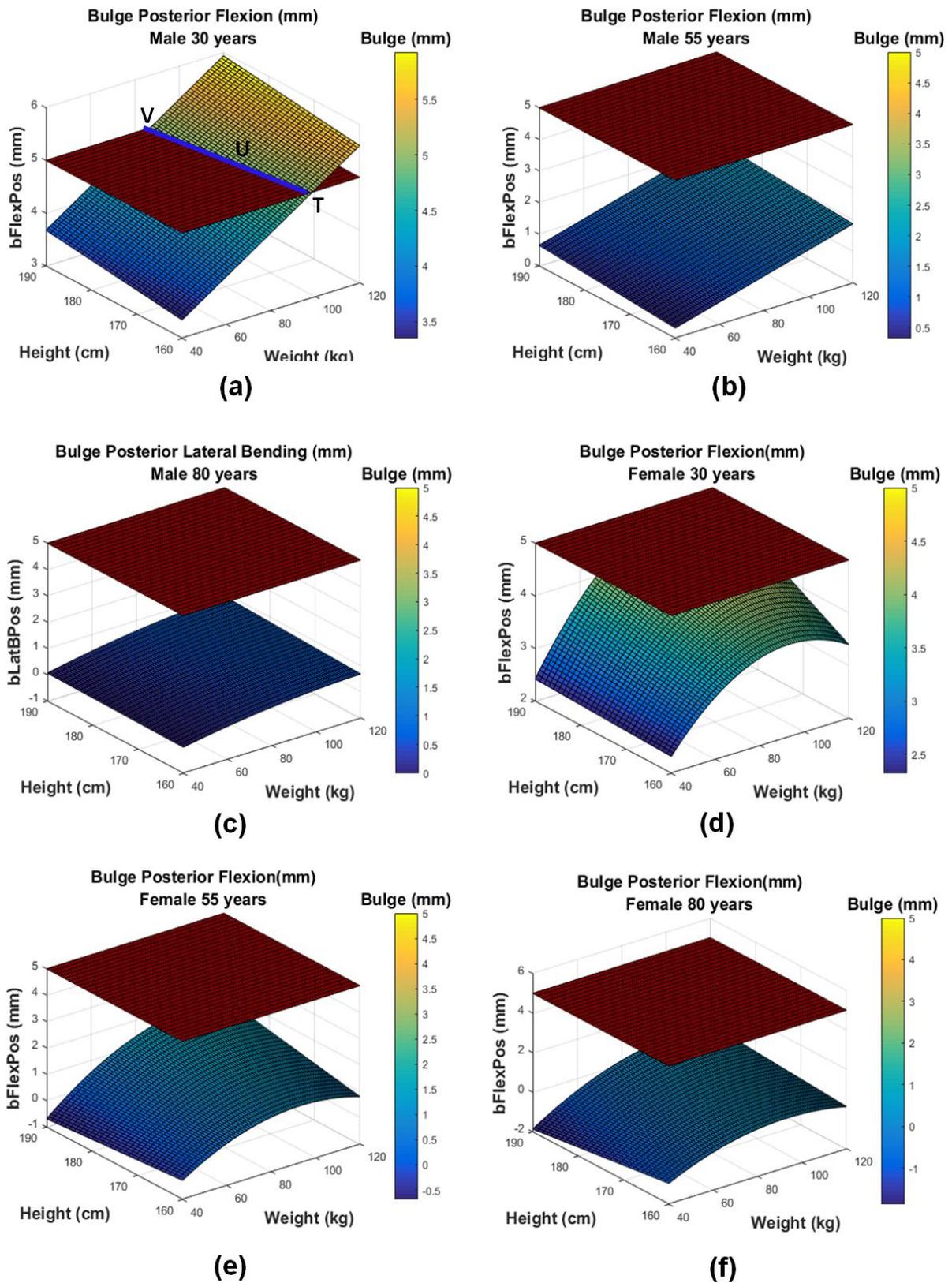
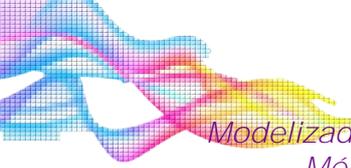


Figura 6-14. Bulge posterior a flexión y restricciones para hombres y mujeres de 30, 55 y 80 años.
Fuente: Somovilla et al. [155]

Tabla 6-12. Peso máximo alcanzable sin causar daño en el segmento lumbar L3-L4 de la UVF en función de la edad, estatura e IMC para hombres

HOMBRES												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Edad (años)	Altura (cm)	IMC normal	Peso Normal (kg)	IMC Sobrepeso	Sobrepeso (kg)	IMC Obesidad	Obesidad (kg)	Máximo Peso (kg) LatB	Máximo Peso (kg) Flexión	Máximo Peso (kg) Bulge	Máximo Peso (kg)	Punto de Corte
30	160	22,0	56,32	27	69,12	45	115,20	-	119 (A)	99 (T)	99	T
55	160	23,0	58,88	29	74,24	45	115,20	-	93 (D)	-	93	D
80	160	24,9	63,74	30	76,80	45	115,20	89 (O)	-	-	89	O
30	175	22,0	67,37	27	82,68	45	137,81	-	114 (B)	93 (U)	93	U
55	175	23,0	70,43	29	88,81	45	137,81	-	89 (E)	-	89	E
80	175	24,9	76,25	30	91,87	45	137,81	87 (P)	-	-	87	P
30	190	22,0	79,42	27	97,47	45	162,45	-	107 (C)	90 (V)	90	V
55	190	23,0	83,03	29	104,69	45	162,45	-	87 (F)	-	87	F
80	190	24,9	89,88	30	108,30	45	162,45	83 (Q)	-	-	83	Q

A, B y C: peso máximo que un hombre de 30 años debe tener para estaturas de 160, 175 and 190 cm respectivamente en Flexión.
 D, E y F: peso máximo que un hombre de 55 años debe tener para estaturas de 160, 175 and 190 cm respectivamente en Flexión.
 O, P y Q: peso máximo que un hombre de 80 años debe tener para estaturas de 160, 175 and 190 cm respectivamente en Flexión Lateral.
 T, U y V: peso máximo que un hombre de 30 años debe tener para estaturas de 160, 175 and 190 cm respectivamente en el Bulge Posterior a Flexión.

Tabla 6-13. Peso máximo alcanzable sin causar daño en el segmento lumbar L3-L4 de la UVF en función de la edad, estatura e IMC para mujeres

MUJERES												
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Edad (años)	Altura (cm)	IMC normal	Peso Normal (kg)	IMC Sobrepeso	Sobrepeso (kg)	IMC Obesidad	Obesidad (kg)	Máximo Peso (kg) LatB	Máximo Peso (kg) Flexión	Máximo Peso (kg) Bulge	Máximo Peso (kg)	Punto de Corte
30	160	20,0	51,20	25	64,00	45	115,20	-	-	-	-	-
55	160	23,0	58,88	28	71,68	45	115,20	-	(101) L	-	101	L
80	160	24,9	63,74	30	76,80	45	115,20	-	-	-	-	-
30	175	20,0	61,25	25	76,56	45	137,81	-	-	-	-	-
55	175	23,0	70,43	28	85,75	45	137,81	-	(97) M	-	97	M
80	175	24,9	76,25	30	91,87	45	137,81	-	-	-	-	-
30	190	20,0	72,20	25	90,25	45	162,45	-	(110) K	-	110	K
55	190	23,0	83,03	28	101,08	45	162,45	-	(96) N	-	96	N
80	190	24,9	89,88	30	108,30	45	162,45	(105) S	-	-	105	S

K: peso máximo que una mujer de 30 años debe tener para una estatura de 190cm en Flexión.

L, M and N: peso máximo que una mujer de 55 años debe tener para una estatura de 160,175 y 190 cm respectivamente en Flexión.

S: peso máximo para una mujer de 80 años debe tener para una estatura de 190 cm en Flexión Lateral.

6.5. Conclusiones

Esta investigación propone un método para determinar la influencia del sexo, la edad, el peso y la altura en el comportamiento de la UVF lumbar humana de tamaño medio, en función de sus rotaciones, desplazamientos y bulges utilizando una combinación del MEF y el MSR. Este método propuesto puede mejorar cómo determinar el riesgo de daño en la UVF lumbar en base al IMC y también puede servir como un método alternativo para buscar el peso saludable. Esta metodología se aplica al nivel lumbar L3-L4 para unas dimensiones estandarizadas del disco intervertebral (anchura de 50 mm, profundidad de 35 mm y altura de 10mm) y para un rango de edad de 30 a 80 años, peso corporal de 70 a 120 kg y una altura de 160 cm a 190 cm.

Primero, se generan modelos 3D de EF parametrizados para la UVF humana, los cuales tienen en consideración las cargas aplicadas a la UVF y el comportamiento del hueso cortical, del hueso esponjoso y del disco intervertebral. Tanto el comportamiento del hueso como del disco, así como las cargas aplicadas a la UVF varían en función de la edad, el sexo, el peso y la altura de cada persona. A posteriori y de acuerdo con un diseño factorial 3^k , se simulan los modelos de EF de la UVF parametrizados y de estas simulaciones se obtiene el desplazamiento, las rotaciones y los bulges de la UVF. La validación de los modelos se realiza mediante los datos experimentales encontrados en la extensa literatura. Con el fin de reducir el coste computacional de las simulaciones del modelo de FE de la UVF, se obtienen unos modelos de regresión cuadráticos para modelar los desplazamientos, rotaciones y bulges del disco intervertebral utilizando MSR.

Para estudiar la influencia por género de la edad, la altura y el peso, para cada una de las pruebas estandarizadas (compresión, flexión, extensión, cortante, flexión lateral y torsión), se realiza un ANOVA. El análisis estadístico ANOVA muestra que las variables de mayor influencia en el comportamiento de la UVF para todas las pruebas estandarizadas, son la edad y el peso, tanto para hombres como para mujeres. Mientras que se puede afirmar que la edad y el peso tienen una influencia significativa en todos los ensayos estandarizados, la altura solo influye en los ensayos que implican rotaciones o giros de la UVF (flexión, extensión y flexión lateral).

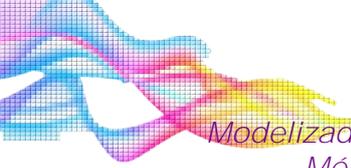
Se realiza, además, una optimización para la búsqueda del peso saludable en función de la edad, altura y sexo mediante los modelos de regresión y basándose en el IMC. Para esta búsqueda se considera en esta investigación la clasificación del IMC según tres categorías diferentes que son: peso normal, sobrepeso y obesidad. Para la búsqueda del peso saludable, además del IMC, se consideran tres restricciones más con el objetivo de que no se produzca daño en el segmento lumbar L3-L4 de la UVF. Las restricciones que se aplican son el límite de rotación a flexión, el límite de rotación a flexión lateral y el límite de desplazamiento del bulge posterior. Este último, no debe exceder de un tercio de la anchura del canal espinal.

Los resultados obtenidos demuestran que para valores de peso normal según la clasificación del IMC) la UVF no sufre ningún daño, (IMC de 22, 24 y 25 kg/m² para hombres; 20, 23 y 25 kg/m² para mujeres; todos ellos de 30, 55 y 80 años de edad, respectivamente, ver Tabla 6-11). Para el caso de individuos con sobrepeso (es decir con un IMC de 27,28 y 30 kg/m² para hombres y 25, 28 y 30 kg/m² para mujeres, con edades de 30, 55 y 80 años, ver Tabla 6-11) se produce un aumento significativo en las rotaciones y desplazamientos, así como del bulge del disco intervertebral. Estos valores de sobrepeso pueden causar daños de la UVF para un cierto rango de edades y estaturas. En el caso de los hombres (80 años, 190 cm y 108,3 kg) se exceden estos los límites, alcanzándose valores de 7,023° para la flexión lateral, 11,424° para flexión y 5,294 mm para el bulge posterior. En el caso de las mujeres solo se excede el límite de rotación a flexión

para la edad de 80 años y alturas de 160, 175 y 190 cm, con pesos de 89,8, 108,3 y 162,45kg respectivamente y cuyos valores máximos alcanzados para la rotación a flexión son de 7,2485°, 8,4418° y 10,0430° respectivamente.

Finalmente, para el caso de individuos con obesidad ($IMC \geq 30 \text{ kg/m}^2$) el riesgo de daño para la UVF puede ser inminente, ya que el límite de rotación a flexión, el límite de rotación a flexión lateral y el límite de desplazamiento del bulge posterior se exceden para todos los rangos de edades, pesos, alturas analizados tanto para hombre como para mujer.

Los resultados de esta investigación llevan a la conclusión de que el comportamiento de la UVF podría verse afectado si la persona tiene sobrepeso u obesidad (es decir, tiene un índice de masa corporal alto) y podría provocar daños en el nivel lumbar L3-L4 de la UVF. Esto se acentúa más en los hombres que en las mujeres y en las personas mayores, lo que puede afectar a su calidad de vida.



CAPITULO 7

Mejora en el proceso de diseño de un nuevo disco intervertebral artificial humano combinando técnicas de Machine Learning y el MEF.

“ El final siempre sorprende, aunque esté escrito desde el principio ”

Anónimo.

7. CAPÍTULO 7. Mejora en el proceso de diseño de un nuevo disco intervertebral artificial humano combinando técnicas de Machine Learning y el MEF.

7.1. Introducción

7.1.1. Planteamiento del problema

La enfermedad Degenerativa del Disco intervertebral humano (DDD, Degenerative Disc Disease) en la columna lumbar, o parte más baja de la espalda, es un síndrome en el que un disco afectado causa dolor lumbar (o lumbalgia). La causa del dolor es multifactorial: componente genético o simple desgaste. Los discos intervertebrales funcionan como amortiguadores de cualquier impacto que pudiera sufrir la columna y a medida que envejecemos, éstos se van secando, y pierden su resistencia y elasticidad. En la mayoría de las personas estos cambios se presentan de forma gradual.

Esta enfermedad es dolorosa y difícil de tratar, y a menudo se magnifica cuando el paciente tiene sobrepeso o tiene una estatura considerable. Cuando el daño en el disco es excesivo, el disco lumbar intervertebral se reemplaza por un disco no natural o artificial. Una de las principales desventajas de los discos lumbares artificiales es que su comportamiento difiere completamente del de un disco lumbar sano. Esto puede afectar en gran medida a la calidad de vida de los pacientes [214].

En los últimos años, el método de los elementos finitos (MEF) se ha utilizado para el diseño de prótesis en general y de disco intervertebral en particular, ya que proporciona la información (tensiones, deformaciones, desplazamientos, etc.) necesaria para garantizar que el comportamiento del disco sano y el del disco artificial o prótesis sean lo más similares posible [215]. Una de las desventajas de usar el MEF es que requiere un coste computacional muy alto. Esto ocurre especialmente cuando el proceso de diseño de la prótesis se basa únicamente en la experiencia del diseñador así como en las simulaciones y ensayos prueba-error. Una combinación de MEF y de modelos de regresión ha sido ampliamente utilizada en los últimos años para analizar modelos de sistemas mecánicos y de sus diferentes componentes, que sobretodo muestran un comportamiento no-lineal [8]. En este sentido, algunos estudios recientes han usado una combinación de MEF junto con técnicas de Machine Learning para automatizar el proceso de ajuste de los parámetros que definen el modelo de elementos finitos de un disco intervertebral humano cuando se somete a este disco a una combinación de cargas según una serie de ensayos estandarizados [108]. En este estudio, se usa una técnica de regresión basada en máquinas de vector soporte con diferentes kernels **para modelar la rigidez y abultamiento o "bulge" del disco intervertebral lumbar** cuando los parámetros de los modelos de elementos finitos se varían. La mejor combinación de parámetros que definen el modelo de elementos finitos de un disco intervertebral, se consigue mediante la aplicación de técnicas de optimización evolutiva basadas en Algoritmos Genéticos (AG), a los mejores modelos de regresión obtenidos previamente. Otros autores han desarrollado también el diseño óptimo de una prótesis intervertebral usando una combinación de MEF y AG [216]. El propósito de su estudio fue optimizar el diseño de la prótesis para reducir su resistencia al aplastamiento.

En esta investigación se propone un método de diseño de una prótesis de disco intervertebral lumbar, mediante la combinación de MEF y técnicas procedentes del campo del aprendizaje automático (ML, Machine Learning) cuando la altura y el peso del paciente varían. Primero, se

genera un modelo de elementos finitos (EF) tridimensional del disco intervertebral sano, que se valida experimentalmente a partir de cadáveres mediante ensayos estandarizados. Posteriormente, se parametriza un nuevo modelo de EF de un disco intervertebral artificial lumbar, que consta de un núcleo de poliuretano de policarbonato (PCU) y un par de placas o endplates compuestas de una aleación de titanio. Los modelos de EF del disco sano y disco artificial (prótesis) se ensamblan en una unidad vertebral funcional (UVF) perteneciente al nivel L4-L5. Los resultados de rigidez, tanto en el ensayo de compresión como en el de flexión lateral, obtenidos de la UVF con el disco artificial, se validan con los resultados obtenidos en la UVF sana, es decir, con el conjunto de las dos vértebras y el disco intervertebral sano. Después, se genera un diseño de experimentos (DoE) de tipo Box-Behnken para el cual se consideran los parámetros que definen la geometría del modelo de EF del disco artificial propuesto en este estudio y la carga derivada según la estatura y peso del paciente. Se utilizan redes neuronales artificiales (ANN, Artificial Neural Network) y árboles de regresión (RT, Regression Tree) basados en métodos heurísticos y algoritmos evolutivos, para predecir la rigidez a compresión y la rigidez a flexión lateral (desplazamiento y ángulo de giro) a partir de los resultados de rigideces obtenidas de las simulaciones de la UVF con el modelo EF de disco artificial.

Finalmente, se realiza un proceso de optimización para encontrar los mejores parámetros que definan la geometría del disco artificial que se propone en función de la altura y del peso corporal del paciente. Esta optimización se logra aplicando AG. La función objetivo (a minimizar) se define como la diferencia entre la rigidez a compresión y la rigidez a flexión lateral obtenida de la UVF con el disco sano y con el disco artificial. Este trabajo se centra en pacientes (hombres) con una edad de 30 años, con estaturas comprendidas entre 160 y 190 cm y pesos entre 70 y 120 kg.

7.2. Modelo de EF propuesto. Disco intervertebral y Disco artificial.

7.2.1. Disco intervertebral sano

Tal como se indicó en capítulos anteriores de la presente tesis, el disco intervertebral humano (DIV) sano es una estructura fibrocartilaginosa que se encuentra entre las vértebras de la columna vertebral. La columna está compuesta de estructuras complejas, como son las vértebras y el disco intervertebral, formado a su vez por el núcleo pulposo, el anillo fibroso y las placas terminales de cartílago (ver Figura 7-1). La función principal de un DIV sano, es proporcionar movilidad y flexibilidad a la columna vertebral durante los movimientos diarios que realiza.

La paca terminal de cartílago o endplate es una estructura fina que rodea todo el núcleo pulposo y tiene una composición similar a un cartílago común pero con menos agua. Por su parte el núcleo pulposo ayuda a distribuir la presión de manera uniforme en el disco y así poder evitar las posibles concentraciones de tensiones que podrían dar lugar a dañar a las vértebras. Está compuesto a su vez entre un 75-90% de agua. El anillo fibroso está compuesto por capas concéntricas de tejido fibroso que rodean por completo al núcleo pulposo. Estas fibras consisten en una red compleja de fibras de colágeno.

Durante décadas se han utilizado varios modelos de EF para definir el comportamiento del disco intervertebral humano sano, así como para definir los parámetros correspondientes a las propiedades mecánicas de todas las partes que lo componen [102,217]. En la presente tesis, como propuesta del modelo de EF del disco intervertebral sano, se consideran las placas terminales de cartílago (endplates) con una formulación isotrópica (módulo elástico E y relación de Poisson μ).

El núcleo pulposo se considera como un material hiperelástico con formulación Mooney-Rivlin incompresible e hiperelástico, y se formula de acuerdo con las constantes empíricas C_{10} y

C_0 (ver Figura 7-2b). Se asume que el anillo fibroso está formado por una matriz de cuatro capas compuestas de una sustancia homogénea y reforzadas por fibras de colágeno (ver Figura 7-2c). Las fibras están organizadas en cinco capas diferentes concéntricas y orientadas con un ángulo $\pm 30^\circ$ con respecto a la horizontal, anclando el disco a las placas terminales (ver Figura 7-2d). Se simulan como elementos finitos de tipo barra de dos nodos con formulación lineal y se denominan como sigue: Fibra12, Fibra34, Fibra56, Fibra78 y Fibra910. La sustancia del anillo se simula como EF sólidos isoparamétricos de 8 nodos. Los parámetros que definen el comportamiento del modelo de EF del disco intervertebral propuesto en este estudio se tomaron de un trabajo anterior [108], en el cual se usó una combinación de MEF y técnicas de minería de datos para automatizar el proceso de ajuste de los parámetros de un modelo de EF de disco intervertebral. La Tabla 7-1 resume los rangos de los once parámetros diferentes que se han considerado en este estudio para modelar los diferentes tejidos que componen el disco intervertebral sano.

Tabla 7-1. Parámetros del material propuestos para definir el comportamiento de un modelo de disco intervertebral lumbar sano basado en EF.

	Núcleo	Endplate	Anillo Fibroso (Sustancia y Fibras)						
C1	0,133	E 23,003	Fibra 12	515,35	Fibra 78	408,07	E	4,00	
C0	0,035	μ 0,373	Fibra 34	503,39	Fibra 910	360,15	μ	0,44	
			Fibra 56	455,51					

7.2.2. Tipos de disco intervertebral artificial

Una prótesis de DIV (o disco artificial), está diseñada para imitar la función de un DIV sano conservando la movilidad dentro del espacio intervertebral. Funciona esencialmente como una articulación y reproduce el movimiento fisiológico del propio disco (flexión, extensión, flexión lateral y torsión).

La enfermedad DDD implica que el disco dañado, debido a su degeneración, se tiene que reemplazar por una prótesis de disco intervertebral o disco artificial. Se consigue de esta manera la restauración de la altura discal, dotar de movilidad al segmento afectado previniendo la degeneración de los segmentos adyacentes, y eliminar el dolor provocado por el disco degenerado.

Actualmente, son varios los fabricantes que investigan y desarrollan las técnicas de reemplazo total de discos intervertebrales en los EE.UU. y Europa. Los más importantes que se utilizan para este tipo de intervenciones son: *ProDisc®* fabricado por *Spine Solution Inc.*, *SB Charite® III* desarrollado por *Link Spine Group Inc.* Y *Maverick® Total Disc*, producido por *Medtronic Sofamor Danek Inc.*, *Flexicore®* y *Acroflex®*.

Todos los **diseños clínicos actuales son del tipo "ball-and-socket" (rótula), y su objetivo es restaurar el movimiento.** Existe una segunda generación de prótesis que también está en desarrollo y para las cuales los ensayos clínicos ya se han iniciado. Estos diseños incluyen materiales compatibles para permitir el movimiento de deformación y la absorción de golpes, con el objetivo de imitar de la manera más aproximada posible el comportamiento del disco intervertebral.

A continuación se detallan las características más importantes de algunos de los tipos de prótesis de DIV existentes en la actualidad (ver Tabla 7-2).

Tabla 7-2. Tipos de prótesis de disco intervertebral lumbar

Nombre	Imagen	Partes	Tipo de Solución
Charité III		Dos placas Un centro polimérico (polietileno) Cubierta de metal	Articulación esférica
ProDisc II		Dos placas Un centro polimérico (polietileno)	Articulación esférica
Activ-L		Dos placas Un centro polimérico	Articulación esférica
Flexicore		Dos placas metálicas sin centro polimérico	Articulación esférica
Maverick		Dos placas metálicas sin centro polimérico	Articulación esférica
Mobidisc		Dos placas Un centro polimérico móvil	Articulación esférica Centro móvil
Acroflex		Dos placas de Titanio Un núcleo de Elastómero de silicón (HP-100)	Material elastómero que simula las propiedades del DIV
Freedom		Dos placas de Titanio Un núcleo polimérico especial	Material polimérico especial que simula las propiedades anisotrópicas del DIV
Ranier CA disc		Poliuretano Policarbonato de módulo graduado	Material especial que simula las propiedades anisotrópicas del DIV natural. Sobre todo con un módulo elástico graduado por zonas.

7.2.3. Disco intervertebral artificial propuesto

El disco artificial que se propone en este estudio consiste en un núcleo de Policarbonato-Uretano, DSM Biomedical Bionate® 75D (PCU). El Bionate® PCU es un polímero de uso médico utilizado con éxito en implantes a largo plazo durante años. Tiene unas propiedades físicas sobresalientes y una excelente biocompatibilidad y bioestabilidad probada en diferentes dispositivos médicos de varias áreas terapéuticas. Además, el disco intervertebral se compone de dos placas terminales compuestas de una aleación de Titanio que unen el implante a las placas terminales de cartílago. En el diseño del disco artificial se define un espacio entre el núcleo y las placas de titanio para proporcionar una rigidez variable al disco artificial. Esta rigidez variable, se logra a medida que la superficie de contacto entre las placas y el núcleo aumenta cuando la carga en la UVF también aumenta. Para realizar el modelo y la optimización del disco artificial, se consideran siete variables o entradas. Cinco de ellas son variables geométricas A, B, C, D y E (ver Figura 7-2c, dTabla 7-1), que reflejan la geometría del núcleo así como el espacio entre este y las placas terminales de titanio, las otras dos variables tienen en cuenta la altura y el peso del paciente.

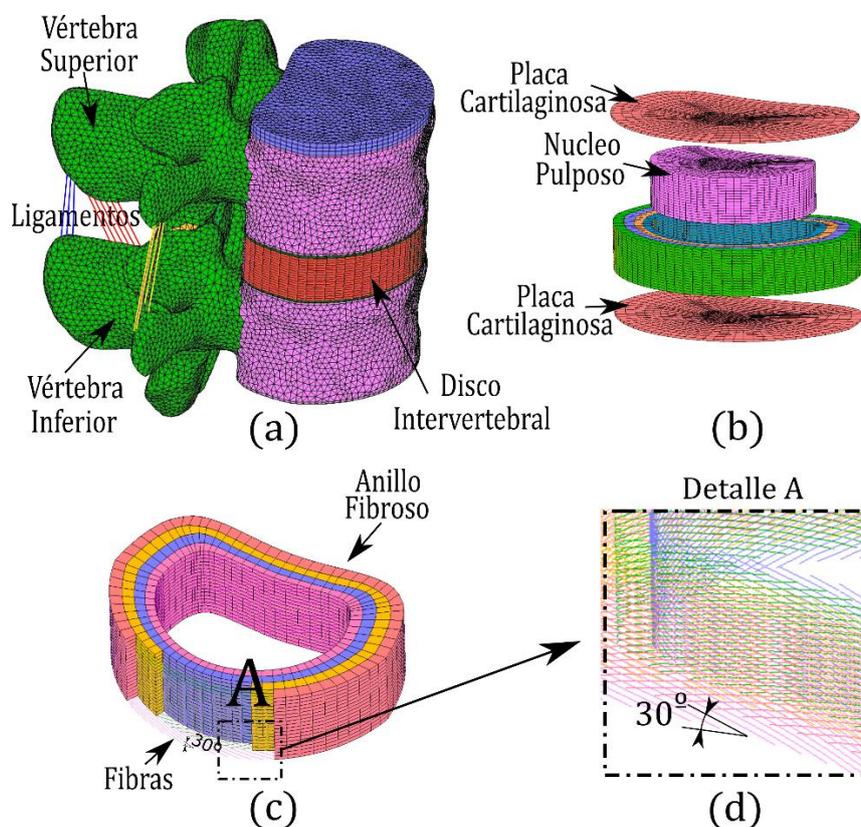


Figura 7-1. (a) Unidad vertebral funcional sana; (b) Partes del disco intervertebral; (c) Partes del anillo fibroso: Substancia del anillo y fibras; (d) Detalle de la orientación de las cinco capas de fibras.

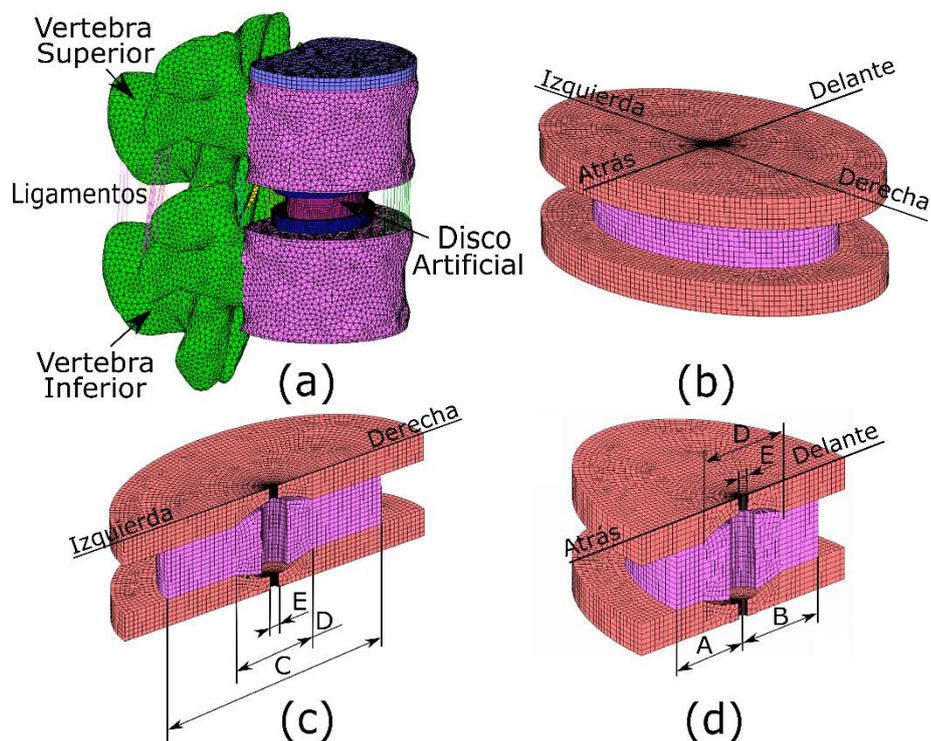


Figura 7-2. (a) Unidad vertebral funcional artificial (con prótesis); (b) Disco intervertebral artificial; (c) y (d) Detalle orientación y dimensiones prótesis.

7.2.4. Vertebrae, ligaments, boundary conditions and loads.

Los modelos de EF de las vértebras consideran tanto el hueso cortical como el hueso esponjoso y han sido modelados con elementos sólidos isoparamétricos de 8 nodos. Dado que el estudio se centra en pacientes masculinos de 30 años de edad, los valores del módulo elástico y la relación de Poisson para hueso cortical y esponjoso son, **respectivamente**, $E = 12000 \text{ MPa}$; $\mu = 0.3$ y $E = 386 \text{ MPa}$; $\mu = 0.2$ [156,182]. Además, se consideran elementos de EF como elementos finitos de tipo barra de dos nodos con formulación lineal [218] para modelar los ligamentos que unen las diferentes partes que forman la UVF. Las cargas aplicadas a la UVF sana y artificial se obtienen mediante el uso del software 3D Static Strength Prediction™ (3DSSPP) [219], y para ello se consideran las diferentes alturas y pesos anatómicos de los pacientes.

Finalmente se genera un diseño de experimentos tipo Box-Behnken para definir la matriz de diseño. El tiempo promedio para resolver cada uno de los casos simulados fue de aproximadamente unas 12 horas, usando computadoras con procesador Intel Xeon, CPU 2,5 GHz (8 procesadores) y 32 GB (RAM). En la Tabla 7-3 se muestran algunas de las 56 combinaciones de variables geométricas (A, B, C, D, E) y variables anatómicas (peso y estatura) junto con los resultados correspondientes obtenidos de las simulaciones de los modelos de EF de la UVF con el disco artificial.

Tabla 7-3. Resultados de las simulaciones de los modelos de EF de la UVF artificial cuando una combinación de 56 variables, geométricas, estatura y peso, fueron consideradas.

Simulación	A	B	C	D	E	Peso	Estatura	Desplazamiento	Ángulo
1	14,45	12,75	42,5	15,3	5,1	70	175	-0,0525	2,159
2	14,45	12,75	42,5	20,4	5,1	70	175	-0,0629	2,194
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
56	14,45	12,75	51,00	15,30	6,8	95	160	-0,0749	2,301

7.3. Obtención de los modelos de regresión.

7.3.1. Redes neuronales artificiales (ANN) y árboles de regresión

Usando el software estadístico R [37] y basándose en los datos de la Tabla 7-3, se utilizan modelos de redes neuronales ANN y tres tipos de árboles de regresión para predecir la rigidez a compresión (desplazamiento) y la rigidez a flexión lateral (ángulo). Ambas técnicas se han utilizado de forma satisfactoria en muchos casos [220] y han proporcionado resultados exitosos.

Las ANN son una poderosa herramienta matemática para modelar y encontrar patrones en conjuntos de datos, y en este estudio las ANN aplicadas son de tipo perceptrón multicapa, con una capa oculta. En este caso, se propone un procedimiento general de optimización cuasi-Newton basado en el algoritmo Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno (BFGS) para el ajuste del peso de las ANN en lugar de utilizar un procedimiento de retropropagación o una variante del mismo.

El segundo método propuesto fue un árbol de regresión basado en un algoritmo tipo CART (Classification and Regression Tree). Esta técnica utiliza una aproximación de partición recursiva para construir el modelo en una búsqueda progresiva hacia adelante [40]. El tercer método utilizado es un RT de tipo **MS'**, el cuales una variación del método anterior (CART) [41]. El último método utilizado en esta investigación es el Evtree, que utiliza métodos de optimización global, como son los algoritmos evolutivos [44].

7.3.2. Criterio de selección del modelo

Los modelos propuestos en este estudio se entrenan y se testean. Los resultados obtenidos se comparan para determinar cuál de estas técnicas de aprendizaje automático (ML) es la más adecuada para predecir la rigidez. Antes de generar los modelos de regresión, las 56 instancias obtenidas de las simulaciones de elementos finitos de acuerdo con el DoE tipo Box-Behnken se normalizan entre 0 y 1. Posteriormente, estas 56 instancias se utilizan para entrenar los modelos mediante validación cruzada 10 iteraciones. Con el fin de testear los modelos se realizan 10 nuevas simulaciones de EF con nuevos datos que no han sido usados durante el proceso de entrenamiento. Estos datos son elegidos de forma aleatoria con el fin de cubrir todo el espacio de posibilidades y así evitar el sobreajuste de los modelos. La validación de los modelos sirve a su vez para poder seleccionar el modelo más preciso. Los criterios de error que se calculan tanto para la etapa de entrenamiento como para la de testeo, son el error medio absoluto (MAE), error cuadrático medio (RMSE) y la Correlación (CORR).

7.3.3. Resultados del modelo de EF.

Durante el proceso de entrenamiento, los parámetros más importantes de cada algoritmo se ajustan para mejorar la capacidad de predicción. Para el caso de los modelos obtenidos mediante ANN, el ajuste se basa en el número de neuronas ocultas, la disminución de peso (parámetro

para disminuir la tasa de aprendizaje de la función de optimización) y el número de iteraciones (número máximo de iteraciones en las que el algoritmo termina si la calidad de la mejor la red no mejora más). Para intentar evitar un error mínimo local, los modelos se construyen variando aleatoriamente los parámetros que la red utiliza como peso inicial durante el proceso de entrenamiento. Se entrenan un total de 1000 ANN para cada configuración con el objeto de predecir tanto la rigidez a compresión como la rigidez a flexión lateral. En este caso, las ANN con 18 y 20 neuronas en la capa oculta, son los modelos que se obtienen con mejor capacidad de generalización para predecir la rigidez a compresión y la rigidez a flexión lateral. Posteriormente, se realizan 10 nuevas simulaciones de EF elegidas al azar, para el proceso de testeo donde los resultados obtenidos para las ANN son un MAE = 5'63%, RMSE = 6'38% y CORR = 0'98 para la rigidez a compresión, y MAE = 3'17%, RMSE = 3'56% y CORR = 0'99 para la rigidez a flexión lateral (ver Tabla 7-4).

Por otro lado, los modelos basados en árboles de regresión que se proponen en este trabajo, se construyen utilizando diferentes criterios de división, pero con la restricción de que debe existir un número mínimo de cuatro observaciones en un nodo para intentar una división. Se establece que el parámetro de complejidad sea de 0,01. Es decir, el árbol solo considera divisiones que disminuyan la falta de ajuste global en un valor superior a ese parámetro. Además, la profundidad máxima de cualquier nodo del árbol final debe ser inferior a 5.

Usando el árbol de decisión CART, donde cada valor de clase está representado por el valor promedio de las instancias que alcanzan la hoja, en el proceso de testeo se obtuvieron los valores de MAE = 11,8%, RMSE = 14,4% y CORR = 0,84 para la rigidez a compresión (desplazamiento), y un MAE = 14,6 %, RMSE = 17,79% y CORR = 0,89 para la rigidez a flexión lateral (ángulo). El segundo tipo de árbol **empleado en la presente tesis, el M5'**, donde un modelo de regresión lineal es el que predice el valor de clase de las instancias que alcanzan la hoja, se obtienen unos **resultados para el proceso de testeo de un MAE = 19'03%, RMSE = 21'32% y CORR = 0'53 para la rigidez a la compresión, y un MAE = 14'18%, RMSE = 16'87% y CORR = 0'40 para la rigidez a flexión lateral.** En este caso, el modelo obtenido para predecir la rigidez a flexión lateral contiene 16 modelos lineales que pertenecen a 16 hojas y que fueron etiquetadas de LM1 hasta LM16.

Finalmente, con el tercer tipo de árboles, Evtree, los cuales emplean métodos evolutivos para el aprendizaje de árboles de regresión globalmente óptimos, se obtuvieron los siguientes errores en **el conjunto de test MAE = 13'59%, RMSE = 16'36% y CORR = 0'83 para la rigidez a compresión, y un MAE = 19'54%, RMSE = 21'64% y CORR = 0'75 para la rigidez a flexión lateral.** De acuerdo con los criterios aplicados para las etapas de entrenamiento y testeo, los modelos obtenidos mediante el uso de redes neuronales ANN con 18 y 20 neuronas en la capa oculta, son los que demuestran tener la mejor capacidad de generalización para predecir la rigidez a compresión y la rigidez a flexión lateral.

Tabla 7-4. Errores obtenidos para cada uno de los modelos aplicados.

Modelo	Rigidez a Compresión (Desplazamiento)			Rigidez a Flexión Lateral (Ángulo)		
	MAE (%)	RMSE (%)	CORR (%)	MAE (%)	RMSE (%)	CORR (%)
ANNs (18-20)	5'63	6'38	0'98	3'17	3'56	0'99
(CART)	11'8	14'4	0'84	14'6	17'79	0'89
Regression tree M5'	19'03	21'32	0'53	14'18	16'87	0'40
Evtree	13'59	16'36	0'83	19'54	21'64	0'75

7.4. Optimización del diseño de la prótesis

7.4.1. Algoritmos genéticos (AG)

Los modelos de regresión con la mejor capacidad de generalización obtenida, en este caso, una ANN con 18 neuronas en la capa oculta para la rigidez a compresión, y una ANN con 20 neuronas en la capa oculta para la rigidez a flexión lateral, se utilizan para buscar la mejor geometría del disco artificial (variables A, B, C, D y E, ver Figura 7-2c, d, Tabla 7-1) teniendo en cuenta la altura y el peso de un paciente. El proceso de optimización del diseño de la prótesis, se basa en conseguir el siguiente objetivo: que la diferencia entre la rigidez a compresión y la rigidez a flexión lateral obtenidas ambas del modelo de EF de la UVF con el disco sano y del modelo de la UVF con el disco artificial sea lo más baja posible. La búsqueda de la mejor combinación de geometrías se realiza aplicando AG.

En este caso, el proceso de optimización se realiza de la siguiente manera. Primero, 1000 individuos, basados todos ellos en la combinación de la geometría del disco artificial (A, B, C, D y E) y en la combinación de las alturas y pesos de cada paciente, se generan aleatoriamente para **formar la generación inicial o generación "0"**. Posteriormente, y a partir de los individuos anteriormente mencionados, se obtienen las variables de salida para la rigidez a compresión y a flexión lateral, usando los modelos de regresión seleccionados (ANN con 18 y 20 neuronas, respectivamente). La función objetivo F (Ec. 7-1) se define mediante la selección de los mejores individuos de cada generación. Estos individuos seleccionados son aquellos para los cuales la geometría del disco artificial (A, B, C, D y E) es la más apropiada para que el comportamiento de la UVF con el disco artificial y la UVF sana sean lo más similares posible. F se define como el mínimo valor de la diferencia entre las rigideces obtenidas a compresión y a flexión lateral con la UVF sana menos las rigideces obtenidas con la UVF artificial.

$$F = \min \left(\begin{array}{l} w_c | \text{Comp. Stiff. Healthy} - \text{Comp. Stiff. Artificial} |_{i,j} \\ + w_{FL} | \text{Flex. Lateral Stiff. Healthy} - \text{Flex. Lateral Stiff. Artificial} |_{i,j} \end{array} \right) \quad (\text{Ec. 7-2})$$

Además, a cada término de la función objetivo se le asocia su peso correspondiente (w_c y w_{FL}) con el objetivo de considerar diferentes valores de importancia y según los requisitos de las características de diseño. En este caso, estos pesos (w_c y w_{FL}) son considerados con el mismo nivel de importancia (igual a 1). Además, cada uno de los subíndices i, j se definen como los valores correspondientes de la altura y el peso del paciente. Los mejores individuos son aquellos con los valores más bajos de la función objetivo F . Las siguientes generaciones se crean mediante selección, cruces y mutaciones (tal como se indica en el apartado 3.5.2 del Capítulo 3 de la presente Tesis). En la Tabla 7-5 se muestran los valores (A, B, C, D y E) para la geometría óptima del disco artificial obtenida usando AG, la cual cumple con la función objetivo F cuando se consideran diferentes pesos y alturas de cada paciente. Analizando las cinco primeras columnas de la tabla, se puede observar que las dimensiones C y E permanecen constantes, mientras que las otras dimensiones (A, B y D) varían para adaptarse mejor a las características de los pacientes. Finalmente, en las últimas cuatro columnas se muestra, respectivamente, la rigidez a compresión y a flexión lateral obtenidas para el modelo de EF de la UVF sana (Rigidez MEF sano) y para la metodología propuesta (Rigidez AG). Dichos valores de rigidez no difieren significativamente, lo que indica que la metodología propuesta es una herramienta importante para el diseño y la optimización de prótesis de disco artificial.

Tabla 7-5. Valores óptimos obtenidos con la metodología propuesta para diferentes de pesos y estaturas.

Paciente		Geometría Disco Artificial					Rigidez MEF sano		Rigidez AG (sobre ANN)	
Peso	Altura	A	B	C	D	E	Des.	Ángulo	Des.	Ángulo
70	175	11,90	10,20	34,00	19,27	5,10	-0,313	4,006	-0,112	3,556
120	175	12,00	15,29	34,00	19,28	5,10	-0,519	5,905	-0,170	5,904
70	160	11,90	10,20	34,00	19,27	5,10	-0,313	3,760	-0,112	3,224
120	160	12,05	14,17	34,00	20,29	5,10	-0,519	5,550	-0,173	5,550
70	190	11,90	10,20	34,00	19,27	5,10	-0,313	4,242	-0,111	3,882
120	190	11,90	15,19	34,00	20,29	5,10	-0,519	6,228	-0,176	6,316
95	160	11,90	14,27	34,00	20,29	5,10	-0,418	4,680	-0,147	4,239
95	190	11,90	14,28	34,00	20,29	5,10	-0,418	5,280	-0,147	4,973
95	175	11,90	14,28	34,00	20,29	5,10	-0,418	4,975	-0,147	4,973

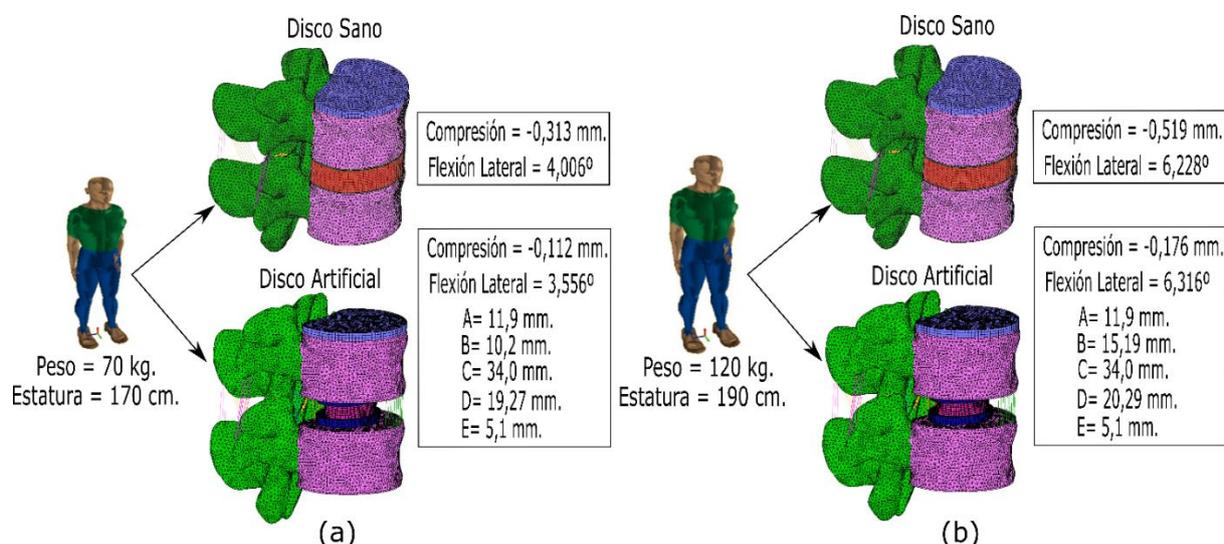
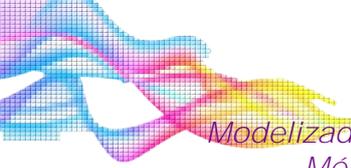


Figura 7-3. (a) Geometría óptima de una prótesis para un hombre de 30 años, 70 kg y 170cm; (b) Geometría óptima de una prótesis para un hombre de 30 años, 120 kg y 190 cm [221].

7.5. Conclusiones

Este estudio presenta una metodología para el diseño de nuevos discos intervertebrales artificiales (prótesis) lumbares mediante la combinación de MEF y técnicas ML. En primer lugar, se genera un modelo de disco intervertebral sano y se valida experimentalmente mediante pruebas estandarizadas. Posteriormente, se propone un nuevo modelo parametrizado de EF de un disco intervertebral artificial lumbar compuesto por un núcleo de PCU con el objeto de optimizar su geometría. Se usan ANN y árboles de regresión basados en métodos heurísticos y algoritmos evolutivos para modelizar la rigidez a compresión y la rigidez a flexión lateral que se obtienen de las simulaciones del disco artificial propuesto. En este caso, el uso de ANN proporciona los modelos más exactos para predecir ambas rigideces a compresión y a flexión lateral. Finalmente, se optimiza la geometría del disco artificial, mediante la aplicación de AG al modelo basado en ANN, obteniendo así los parámetros que mejor definen la geometría propuesta para el disco artificial lumbar para los diferentes pesos y estaturas de los pacientes. Con el fin de validar la metodología propuesta en este trabajo, se compara la rigidez a compresión y la rigidez a flexión lateral, obtenidas ambas en modelo de EF sano, con el modelo de EF del disco artificial óptimo. La rigidez que se obtiene no difiere significativamente, lo que demuestra que la metodología propuesta proporciona una herramienta importante para el diseño y la optimización de prótesis de disco artificial.



CAPITULO 8

Conclusiones y Líneas Futuras

“ **Todo termina...para empezar**
de nuevo”

Ricardo Arjona (19 enero de 1964). Cantautor y compositor.

3. CAPÍTULO 8. Conclusiones y Líneas Futuras

3.1. Conclusiones

Los problemas biomecánicos generalmente presentan comportamientos no lineales producidos por contactos mecánicos, grandes deformaciones, grandes desplazamientos, hiperelasticidad, etc. Este tipo de comportamiento no lineal es muy difícil modelizar y de optimizar mediante métodos ampliamente utilizados como puede ser el Método de los Elementos Finitos (MEF). El coste computacional que requiere el MEF cuando es aplicado de manera individual para modelizar y optimizar problemas biomecánicos es muy elevado. Además, por motivos éticos, resolver este tipo de problemas biomecánicos de modo experimental resulta hoy en día inviable.

Esta tesis presenta una metodología que combina el Método de los Elementos Finitos (MEF) y técnicas avanzadas de análisis de datos como es el Método de Superficie de Respuesta Múltiple (MSR) y el Machine Learning (ML) para modelizar y optimizar problemas biomecánicos presentes en humanos y en animales.

La ventaja fundamental de esta metodología, la cual combina varias técnicas generando metamodelos (modelo de modelos) es la siguiente:

- Permite obtener modelos de predicción lo suficientemente precisos, fáciles de interpretar y mucho más eficientes computacionalmente que los modelos obtenidos mediante el MEF para el modelizado de problemas biomecánicos.
- Permite de una manera eficiente, optimizar problemas biomecánicos complejos, reduciendo de forma significativa el coste computacional que ocasionaría el uso exclusivo del MEF aplicando el método prueba-error.
- Reduce significativamente el coste experimental y se elimina el problema ético asociado al uso de cadáveres.

La aplicación de la metodología presentada en esta tesis se desarrollada en tres fases principales: modelos MEF, modelos de regresión, y optimización mediante MSR o AG. La metodología propuesta (capítulo 3) puede ser aplicada a cualquier problema biomecánico, y su validación se ha aplicado en cuatro casos prácticos: aplicados a animales (capítulo 4) y aplicados a personas (capítulo 5, 6 y 7). De cada uno de estos capítulos se derivan varias publicaciones que se detallan en el capítulo 1, todas ellas indexadas en bases de datos internacionales (JCR, Journal Citation Reports de Thomson-Reuters) y con alto factor de impacto.

Como punto de partida, se aplica el MEF de manera individual con el objetivo de estudiar las diferentes rigideces entre dos placas de fijación, una de tipo lateral (DOP) y otra de tipo ventral, utilizadas en una osteotomía pélvica canina (capítulo 4). Este estudio pone de manifiesto la posibilidad de comparar los resultados de rigidez obtenidos mediante el MEF para dos tipos de placas de fijación diferentes, con la ventaja de reducir el coste experimental y evitar el problema ético. De esta manera se pueden tomar decisiones óptimas sobre cuál de las placas de fijación es la mejor opción para evitar una cirugía más invasiva o, en el caso de la osteotomía pélvica, evitar el fallo por aflojamiento de los tornillos.

Posteriormente, se aplica la metodología que combina el MEF y MSR con funciones de deseabilidad con la finalidad de obtener los parámetros más adecuados para definir el comportamiento biomecánico de modelos de disco intervertebral (DIV) humano basados en el MEF (capítulo 5).

Los resultados demuestran la validez y utilidad de la combinación del MEF y MSR para ajustar modelos de EF de estructuras complejas, las cuales constan de muchos parámetros de ajuste en el modelo, como es el caso del DIV.

La ventaja del uso combinado del MEF y MSR es que permite definir los parámetros de ajuste del modelo de EF de la manera más adecuada para modelar su comportamiento, evitando así, el arduo ajuste de los parámetros para obtener el modelo de EF óptimo mediante el método prueba-error. Además, el uso del MEF y MSR reduce de forma significativa el coste computacional que ocasionaría el uso únicamente del MEF y que resultaría inaceptable. Además se consigue un algoritmo semiautomático para el ajuste y optimización de los parámetros que definen el comportamiento biomecánico de estructuras complejas.

Tras los buenos resultados obtenidos para un DIV, esta tesis evoluciona hacia estructuras más complejas, como es el caso de la unidad vertebral funcional (UVF). De este modo, en el capítulo 6 se aplica la metodología que combina MEF y MSR para determinar el daño ocasionado en la UVF lumbar humana en función de la edad, altura, peso y sexo de cada individuo. Además, los modelos generados en este caso permiten proponer un método para determinar el daño que se produce en la UVF estudiada basado en el índice de masa corporal (IMC). De este modo es posible mediante la combinación del MEF y MSR, determinar el riesgo de daño causado en la UVF lumbar en base al IMC y servir como un método alternativo para buscar el peso saludable de un individuo. Además, permite de conocer el peso máximo alcanzable por hombres y mujeres sin que se produzca daño en el segmento lumbar L3-L4 de la UVF en función de la edad, estatura e IMC. Los resultados obtenidos llevan a la conclusión de que el comportamiento de la UVF podría verse afectado si la persona tiene sobrepeso u obesidad (es decir, tiene un índice de masa corporal alto) y podría provocar daños en el nivel lumbar L3-L4 de la UVF. Esto se acentúa más en los hombres que en las mujeres y en las personas mayores, lo que puede afectar a su calidad de vida.

Finalmente, esta investigación avanza hacia el diseño de un disco artificial o prótesis lumbar mediante la **combinación de MEF y técnicas de "Machine Learning"** (capítulo 7). En este caso, los modelos de regresión generados se basan en redes neuronales y árboles de regresión. La optimización de la geometría del disco artificial se realiza mediante la aplicación de algoritmos genéticos (AG). La metodología propuesta permite obtener, de una manera eficiente, los parámetros que mejor definen la geometría planteada para el disco artificial lumbar para los diferentes pesos y estaturas de los pacientes, con lo que se considera que proporciona una herramienta importante para el diseño y la optimización de prótesis de disco artificial (diseño de prótesis a medida).

En definitiva, la metodología que se propone en esta tesis, la cual combina varias técnicas generando metamodelos, permite de una manera eficiente modelizar y optimizar problemas biomecánicos complejos.

3.2. Líneas Futuras

La investigación presentada en esta tesis, y que está basada en la metodología propuesta (MEF y MSR) o (MEF y ML), deja abiertas varias líneas de investigación para el desarrollo de trabajos futuros.

En primer lugar, aunque no existe un modelo o algoritmo que puede o debe ser usado de modo exclusivo, ya que la propia naturaleza del problema afectará a su elección, se plantea el uso de diferentes estrategias de modelado y optimización aplicadas a problemas biomecánicos con distintas características (por ejemplo, número de parámetros), con el fin de comparar resultados

de cada estrategia en los diferentes tipos problemas y, de este modo, obtener una visión sobre qué técnicas o modelos resultan más adecuados en diferentes circunstancias o contextos. Todo ello, para facilitar el proceso y reducir el esfuerzo requerido en el modelizado y optimización de diferentes problemas biomecánicos.

Para ello, se propone continuar el trabajo iniciado en esta tesis en las dos líneas de investigación abiertas: problemas biomecánicos en humanos y en animales. Los nuevos modelos generados, además de permitir la comparación mencionada y generar un conocimiento potencialmente útil, permitirán mejorar los propios modelos desarrollados en esta tesis.

8.2.1. Aplicación en humanos

Disco Intervertebral humano

Ajuste de los parámetros que definen el comportamiento biomecánico del disco intervertebral humano mediante el MEF y modelos de regresión basados en ML: como complemento al trabajo realizado con MEF y MSR, en este caso, mediante el ML se generan los modelos de regresión con los resultados de las simulaciones de los modelos de EF del DIV. Aplicando algoritmos genéticos, se buscarán cuáles son los parámetros óptimos que definen el comportamiento biomecánico del DIV respecto a una serie de datos experimentales.

Disco artificial o prótesis

Modelizado y optimización de discos artificiales o prótesis lumbares en humanos mediante el MEF y ML: también como complemento a la estrategia que combina MEF y AG utilizada en esta tesis para modelizar y optimizar prótesis lumbares, sobre los resultados de las simulaciones de los modelos de EF de discos artificiales, se obtendrán los modelos de regresión mediante ML, los cuales representarán el comportamiento biomecánico de estos DIV artificiales. Una vez obtenidos los modelos regresores, se buscarán los parámetros óptimos mediante MSR, que definan el comportamiento biomecánico de los discos artificiales de manera igual o similar a aquellos DIV sanos.

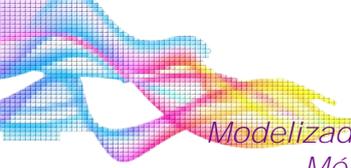
Diseño de órtesis plantares

Diseño de órtesis plantares: para el tratamiento de patologías de malformación ósea (dedos en garra, hallux valgus (juanete), espolón, etc.), pie diabético y pie con fractura. Se plantea, por tanto, la aplicación y validación de la metodología propuesta en esta tesis en un problema nuevo.

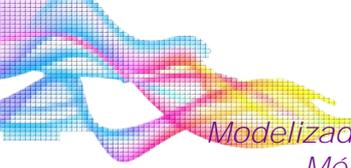
8.2.3. Aplicación en animales

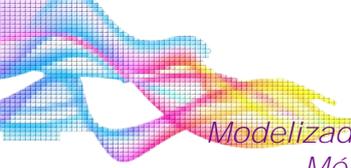
En este caso, las líneas de trabajo futuras se centran en la aplicación de la metodología propuesta al modelizado y optimización de placas de refuerzo tanto para pelvis como para tibias caninas. En concreto, se plantea trabajar sobre placas de refuerzo acetabular en pelvis canina, placas de osteotomía pélvica canina y placas de fijación para fracturas de tibias caninas. Es decir, para cada tipo de placa analizada, sobre los resultados de las simulaciones de los modelos basados en el MEF, se obtendrán modelos de regresión mediante el ML que representarán el comportamiento biomecánico del conjunto hueso-placa. A partir de estos modelos de regresión y mediante técnicas de optimización como el MSR o AG, se buscarán los parámetros óptimos que definan el comportamiento biomecánico de la unión hueso-placa de forma análoga al comportamiento del hueso sano. En términos generales, los parámetros de estudio serán los siguientes:

- a. Espesores y dimensiones de las placas de refuerzo.
- b. Ajuste de los pares de apriete de los tornillos de fijación.
- c. Profundidad de los agujeros donde se montan los tornillos de fijación.



- d. Dirección del agujero donde van roscados los tornillos de fijación.
- e. Posición de los tornillos a lo largo de la placa de fijación (aplicable al caso de las placas de fijación en tibias de caninos).





REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referencias

1. Zienkiewicz, O.; Taylor, R.; Nithiarasu, P.; Zhu, J. The finite element method. 1977.
2. Escribano, R.; Lostado, R.; Martínez-de-Pisón, F. J.; Pernía, A.; Vergara, E. Modelling a skin-pass rolling process by means of data mining techniques and finite element method. *J. Iron Steel Res. Int.* 2012, doi:10.1016/S1006-706X(12)60098-3.
3. Lostado, R.; Escribano García, .; Fernández Martínez, R. Optimization of operating conditions for a double-row tapered roller bearing. *Int. J. Mech. Mater. Des.* 2015, doi:10.1007/s10999-015-9311-4.
4. Lostado-Lorza, R.; Escribano-García, R.; Fernandez-Martinez, R.; Illera-cueva, M.; Mac Donald, B. J. Using the finite element method and data mining techniques as an alternative method to determine the maximum load capacity in tapered roller bearings. *J. Appl. Log.* 2017, doi:10.1016/j.jal.2016.11.009.
5. Fernandez Martinez, R.; Lostado Lorza, R.; Santos Delgado, A. A.; Piedra Pullaguari, N. O. Optimizing presetting attributes by softcomputing techniques to improve tapered roller bearings working conditions. *Adv. Eng. Softw.* 2018, doi:10.1016/j.advengsoft.2018.05.005.
6. Íñiguez-Macedo, S.; Lostado-Lorza, R.; Escribano-García, R.; Martínez-Calvo, M. ángeles Finite element model updating combined with multi-response optimization for hyper-elastic materials characterization. *Materials (Basel)*. 2019, doi:10.3390/ma12071019.
7. Illera, M.; Lostado, R.; Martinez, R. F.; Mac Donald, B. J. Characterization of electrolytic tinplate materials via combined finite element and regression models. *J. Strain Anal. Eng. Des.* 2014, doi:10.1177/0309324714524398.
8. Lostado, R.; Fernandez Martinez, R.; Mac Donald, B. J.; Villanueva, P. M. Combining soft computing techniques and the finite element method to design and optimize complex welded products. *Integr. Comput. Aided. Eng.* 2015, 22, 153–170, doi:10.3233/ICA-150484.
9. Lorza, R. L.; Bobadilla, M. C.; Calvo, M. Á. M.; Roldán, P. M. V. Residual stresses with time-independent cyclic plasticity in finite element analysis of welded joints. *Metals (Basel)*. 2017, doi:10.3390/met7040136.
10. Lostado Lorza, R.; Escribano García, R.; Fernandez Martinez, R.; Martínez Calvo, M. Á. Using genetic algorithms with multi-objective optimization to adjust finite element models of welded joints. *Metals (Basel)*. 2018, doi:10.3390/met8040230.
11. Lostado, R.; Villanueva Roldán, P.; Fernandez Martinez, R.; Mac Donald, B. J. Design and optimization of an electromagnetic servo braking system combining finite element analysis and weight-based multi-objective genetic algorithms. *J. Mech. Sci. Technol.* 2016, 30, 3591–3605, doi:10.1007/s12206-016-0720-6.
12. Kowalczyk, P. Design optimization of cementless femoral hip prostheses using finite element analysis. *J. Biomech. Eng.* 2001, doi:10.1115/1.1392311.
13. Kong, L.; Zhao, Y.; Hu, K.; Li, D.; Zhou, H.; Wu, Z.; Liu, B. Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Adv. Eng. Softw.* 2009, doi:10.1016/j.advengsoft.2008.08.003.
14. Du, C. F.; Yang, N.; Guo, J. C.; Huang, Y. P.; Zhang, C. Biomechanical response of lumbar facet joints under follower preload: A finite element study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2016, doi:10.1186/s12891-016-0980-4.
15. Zhou, C.; Willing, R. Development of a Biconcave Mobile-Bearing Lumbar Total Disc Arthroplasty Concept Using Finite Element Analysis and Design Optimization. *J. Orthop. Res.* 2019, doi:10.1002/jor.24315.
16. Jabran, A.; Peach, C.; Zou, Z.; Ren, L. Parametric Design Optimisation of Proximal Humerus Plates Based on Finite Element Method. *Ann. Biomed. Eng.* 2019, doi:10.1007/s10439-018-02160-6.
17. Tucker, S. M.; Wee, H.; Fox, E.; Reid, J. S.; Lewis, G. S. Parametric Finite Element Analysis of Intramedullary Nail Fixation of Proximal Femur Fractures. *J. Orthop. Res.* 2019, doi:10.1002/jor.24401.
18. Lin, D.; Li, Q.; Li, W.; Zhou, S.; Swain, M. V Design optimization of functionally graded dental implant for bone remodeling. *Compos. Part B* 2009, 40, 668–675,

- doi: 10.1016/j.compositesb.2009.04.015.
19. Jahan, A.; Bahraminasab, M. Multicriteria Decision Analysis in Improving Quality of Design in Femoral Component of Knee Prostheses: Influence of Interface Geometry and Material. *Adv. Mater. Sci. Eng.* 2015, doi:10.1155/2015/693469.
 20. Hayashi, Y.; Obinata, G. Multiple objective optimization of the prosthetic foot structure based on biomechanical evidence for the jumping movements of a trans-femoral amputee. In *SII 2016 - 2016 IEEE/SICE International Symposium on System Integration*; 2017.
 21. Wee, H.; Reid, J. S.; Chinchilli, V. M.; Lewis, G. S. Finite Element-Derived Surrogate Models of Locked Plate Fracture Fixation Biomechanics. *Ann. Biomed. Eng.* 2017, doi: 10.1007/s10439-016-1714-3.
 22. Sadollah, A.; Bahreininejad, A. Optimum gradient material for a functionally graded dental implant using metaheuristic algorithms. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2011, 4, 1384–1395, doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.05.009.
 23. Amaritsakul, Y.; Chao, C. K.; Lin, J. Multiobjective optimization design of spinal pedicle screws using neural networks and genetic algorithm: Mathematical models and mechanical validation. *Comput. Math. Methods Med.* 2013, doi: 10.1155/2013/462875.
 24. Ardestani, M. M.; Moazen, M.; Jin, Z. Gait modification and optimization using neural network-genetic algorithm approach: Application to knee rehabilitation. *Expert Syst. Appl.* 2014, doi: 10.1016/j.eswa.2014.06.034.
 25. Cilla, M.; Borgiani, E.; Martínez, J.; Duda, G. N.; Checa, S. Machine learning techniques for the optimization of joint replacements: Application to a short-stem hip implant. *PLoS One* 2017, doi: 10.1371/journal.pone.0183755.
 26. Karimi, A.; Meimani, N.; Razaghi, R.; Rahmati, S. M.; Jadidi, K.; Rostami, M. Biomechanics of the Healthy and Keratoconic Corneas: A Combination of the Clinical Data, Finite Element Analysis, and Artificial Neural Network. *Curr. Pharm. Des.* 2019, doi: 10.2174/1381612825666181224123939.
 27. Koh, Y.-G.; Lee, J.-A.; Lee, H.-Y.; Chun, H.-J.; Kim, H.-J.; Kang, K.-T. Design optimization of high tibial osteotomy plates using finite element analysis for improved biomechanical effect. *J. Orthop. Surg. Res.* 2019, doi:10.1186/s13018-019-1269-8.
 28. Lenth, R. V. Response-Surface Methods in R, Using rsm. 2012.
 29. Tak, J.; Cheung, -Man; Zhang, M.; Kam, A.; Leung, -Lun; Fan, Y.-B. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *J. Biomech.* 2005, 38, 1045–1054, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.035.
 30. Halloran, J. P.; Petrella, A. J.; Rullkoetter, P. J. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J. Biomech.* 2005, 38, 323–331, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.046.
 31. Elliott, B.; Goswami, T. Implant material properties and their role in micromotion and failure in total hip arthroplasty. *Int. J. Mech. Mater. Des.* 2012, doi:10.1007/s10999-011-9172-4.
 32. Biddiss, E. A.; Bogoch, E. R.; Meguid, S. A. Three-dimensional finite element analysis of prosthetic finger joint implants. *Int. J. Mech. Mater. Des.* 2005, doi:10.1007/s10999-005-3308-3.
 33. Casaroli, G.; Villa, T.; Bassani, T.; Berger-Roscher, N.; Wilke, H.-J.; Galbusera, F. Numerical Prediction of the Mechanical Failure of the Intervertebral Disc under Complex Loading Conditions. *Materials (Basel)*. 2017, 10, 31, doi:10.3390/ma10010031.
 34. Lye, L. M. Tools and toys for teaching design of experiments methodology. In *Proceedings, Annual Conference - Canadian Society for Civil Engineering*; 2005.
 35. Montgomery, D. Design and analysis of experiments. 2008.
 36. Escribano García, R. Modelado y optimización de procesos de laminado con transferencia de textura. 2014.
 37. Software, R. R Core Team.: R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, URL: <http://www.R-project.org/> (2014).
 38. Quinlan, J. R. Induction of decision trees. *Mach. Learn.* 1986, 1, 81–106, doi: 10.1007/BF00116251.
 39. Ross Quinlan, by J.; Kaufmann Publishers, M.; Salzberg, S. L. *Programs for Machine*

- Learning*; 1994; Vol. 16; .
40. L. Breiman, J. H. Friedman, R. A. Olshen, and C. J. S. Classification and Regression Trees, no, Ed. Belmont, CA: Wadsworth International Group, 1984. *Mach. Learn.* 1993, doi:10.1109/ICETET.2008.143.
 41. Wang, Y.; Witten, I. H. Induction of model trees for predicting continuous classes. *Proc. 9th Eur. Conf. Mach. Learn. Poster Pap.* 1997.
 42. Grubinger, T.; Zeileis, A.; Pfeiffer, K. P. Evtree: Evolutionary learning of globally optimal classification and regression trees in R. *J. Stat. Softw.* 2014, doi:10.18637/jss.v061.i01.
 43. Hall, M.; Frank, E.; Holmes, G.; Pfahringer, B.; Reutemann, P.; Witten, I. H. The WEKA data mining software: An update. *ACM SIGKDD Explor. Newsl.* 2009.
 44. Grubinger, T.; Zeileis, A. evtree: Evolutionary Learning of Globally Optimal Classification and Regression Trees in R. *Work. Pap.* 2011.
 45. Schwarz, G. Estimating the Dimension of a Model. *Ann. Stat.* 1978, doi:10.1214/aos/1176344136.
 46. Box, G.; Wilson, K. On the Experimental Attainment of Optimum Conditions. *J. R. Stat. Soc. Ser. B.* 1951.
 47. Corral Bobadilla, M.; Lostado Lorza, R.; Escribano García, R.; Somovilla Gómez, F.; Vergara González, E. An Improvement in Biodiesel Production from Waste Cooking Oil by Applying Thought Multi-Response Surface Methodology Using Desirability Functions. *Energies* 2017, 10, 130, doi:10.3390/en10010130.
 48. Gelman, A. Analysis of variance?why it is more important than ever. *Ann. Stat.* 2005, 33, 1–53, doi:10.1214/009053604000001048.
 49. Derringer, G.; Suich, R. Simultaneous optimization of several response variables. *J. Qual. Technol.* 1980.
 50. Harrington, E. The desirability function. *Ind. Qual. Control* 1965.
 51. Kuhn, M. Desirability: desirability function optimization and ranking. R package v.1.6. Available online: <https://cran.r-project.org/web/packages/desirability/index.html> (accessed on Apr 11, 2017).
 52. Darwin, C. Charles Darwin El Origen de las Especies. *Darwin* 1859.
 53. Holland, J. H. **Adaptation in natural and artificial systems: an introductory analysis with applications to biology, control, and artificial intelligence**; 1975; ISBN 0472084607.
 54. Goldberg, D. Genetic algorithms in optimization, search and machine learning. *Addison Wesley* 1988.
 55. Davis, L. *The Practical Handbook of GENETIC ALGORITHMS: Applications*; 1991; ISBN 1584882409.
 56. Michalewicz, Z. Genetic Algorithms + Data Structures = Evolution Programs. *Artif. Intell. Ser. Springer* 1992.
 57. José Panta, V.; Ysaac Chipayo, G.; Diego Díaz, C.; Víctor Fernández, A. Use of external skeletal fixators in the double pelvic osteotomy technique in dogs | Uso de fijadores esqueléticos externos en la técnica de doble osteotomía pélvica en perros. *Rev. Investig. Vet. del Peru* 2013.
 58. Studdert, V.; Gay, C.; Blood, D. Saunders comprehensive veterinary dictionary e-book. 2011.
 59. Lopez, M.; Schachner, E. Diagnosis, prevention, and management of canine hip dysplasia: a review. *Vet. Med. Res. Reports* 2015, doi:10.2147/vmrr.s53266.
 60. Hohn, R. B.; Janes, J. M. Pelvic Osteotomy in the Treatment of Canine Hip Dysplasia. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1969, 62, 70–78, doi:10.1097/00003086-196901000-00010.
 61. Schrader, S. C. Triple osteotomy of the pelvis as a treatment for canine hip dysplasia. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 1981.
 62. Schrader, S. C. Triple osteotomy of the pelvis and trochanteric osteotomy as a treatment for hip dysplasia in the immature dog: the surgical technique and results of 77 consecutive operations. *J Am Vet Med Assoc* 1986.
 63. Slocum; B. Pelvic osteotomy technique for axial rotation of the acetabular segment in dogs. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 1986, 22, 331–338.
 64. McLaughlin RM, Miller CW, Taves CL, Hearn TC, Palmer NC, A. G. Force Plate Analysis of

- Triple Pelvic Osteotomy for the Treatment of Canine Hip Dysplasia. *Vet. Surg.* 1991, doi:10.1111/j.1532-950X.1991.tb01270.x.
65. Slocum, B.; Slocum, T. D. Pelvic osteotomy for axial rotation of the acetabular segment in dogs with hip dysplasia. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.* 1992, 22, 645–82, doi:10.1016/S0195-5616(92)50061-4.
66. Haudiquet, P.; Guillon, J. Radiographic evaluation of double pelvic osteotomy versus triple pelvic osteotomy in the dog: an in vitro experimental study. In *Proc. 13th ESVOT Congress, Munich, Germany*; Germany, 2006; p. 240.
67. Vezzoni, A.; Boiocchi, S.; Vezzoni, L.; Vanelli, A. B.; Bronzo, V. Double pelvic osteotomy for the treatment of hip dysplasia in young dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2010, doi:10.3415/VCOT-10-03-0034.
68. Fitch, R. B.; Kerwin, S.; Hosgood, G.; Rooney, M.; Pluhar, E.; Pelsue, D. Radiographic evaluation and comparison of triple pelvic osteotomy with and without additional ventral plate stabilization in forty dogs - part 1. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2002.
69. Vangundy, T. E.; Hulse, D. A.; Nelson, J. K.; Boothe, H. W. Mechanical Evaluation of Two Canine Iliac Fracture Fixation Systems. *Vet. Surg.* 1988, doi:10.1111/j.1532-950X.1988.tb01026.x.
70. Hosgood, G.; Lewis, D. D. Retrospective evaluation of fixation complications of 49 pelvic osteotomies in 36 dogs. *J. Small Anim. Pract.* 1993, doi:10.1111/j.1748-5827.1993.tb02630.x.
71. Koch, D. A.; Hazewinkel, H. A. W.; Nap, R. C.; Meij, B. P.; Wolvekamp, W. T. C. Radiographic Evaluation and Comparison of Plate Fixation after Triple Pelvic Osteotomy in 32 Dogs with Hip Dysplasia. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2018, doi:10.1055/s-0038-1633049.
72. Simmons, S.; Johnson, A.; Schaeffer, D. Risk factors for screw migration after triple pelvic osteotomy. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 2014, doi:10.5326/15473317-37-3-269.
73. Barnhart, M.; Maritato, K. Locking Plates in Veterinary Orthopedics. 2018.
74. Bogoni, P.; Rovesti, G. L. Early detection and treatment of screw loosening in triple pelvic osteotomy. *Vet. Surg. VS Off. J. Am. Coll. Vet. Surg.* 2005, doi:10.1111/j.1532-950x.2005.00030.x.
75. Doornink, M. T.; Nieves, M. A.; Evans, R. Evaluation of ilial screw loosening after triple pelvic osteotomy in dogs: 227 cases (1991–1999). *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 2006, doi:10.2460/javma.229.4.535.
76. Whelan, M. F.; McCarthy, R. J.; Boudrieau, R. J.; Kraus, K. H. Increased sacral screw purchase minimizes screw loosening in canine triple pelvic osteotomy. *Vet. Surg.* 2004, doi:10.1111/j.1532-950x.2004.04091.x.
77. Case, J. B.; Dean, C.; Wilson, D. M.; Knudsen, J. M.; James, S. P.; Palmer, R. H. Comparison of the Mechanical Behaviors of Locked and Nonlocked Plate/Screw Fixation Applied to Experimentally Induced Rotational Osteotomies in Canine Iliac. *Vet. Surg.* 2012, doi:10.1111/j.1532-950X.2011.00913.x.
78. Rose, S. A.; Peck, J. N.; Tano, C. A.; Uddin, N.; De Haan, J. J. Effect of a Locking Triple Pelvic Osteotomy Plate on Screw Loosening in 26 Dogs. *Vet. Surg.* 2012, doi:10.1111/j.1532-950X.2011.00930.x.
79. Rose, S. A.; Bruecker, K. A.; Petersen, S. W.; Uddin, N. Use of Locking Plate and Screws for Triple Pelvic Osteotomy. *Vet. Surg.* 2012, doi:10.1111/j.1532-950X.2011.00927.x.
80. An, Y.; Draughn, R. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. 1999.
81. Punke, J. P.; Fox, D. B.; Tomlinson, J. L.; Davis, J. W.; Mann, F. A. Acetabular Ventroversion with Double Pelvic Osteotomy Versus Triple Pelvic Osteotomy: A Cadaveric Study in Dogs. *Vet. Surg.* 2011, 40, 555–562, doi:10.1111/j.1532-950X.2011.00802.x.
82. Fujii, M.; Nakashima, Y.; Sato, T.; Akiyama, M.; Iwamoto, Y. Pelvic deformity influences acetabular version and coverage in hip dysplasia. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2011, doi:10.1007/s11999-010-1746-1.
83. Structured Light 3D Scanner. 3D optical scanner – SCAN in a BOX Available online: <https://www.scaninbox.com/3d-scanner-scaninbox.html> (accessed on Oct 25, 2019).
84. MSC Mentat Marc [Software], MSC. Software Corporation: 2014.

85. Öchsner, A.; Öchsner, M. *The Finite Element Analysis Program MSC Marc/Mentat*; 2016;
86. Insorvet S.L. Instrumental Ortopedia Veterinaria. Insorvet S.L. Available online: <https://www.insorvet.com/> (accessed on Oct 29, 2019).
87. McCartney, W.; MacDonald, B.; Ober, C. A.; Lostado-Lorza, R.; Gómez, F. S. Pelvic modelling and the comparison between plate position for double pelvic osteotomy using artificial cancellous bone and finite element analysis. *BMC Vet. Res.* 2018, *14*, doi:10.1186/s12917-018-1416-1.
88. Moores, A. L.; Moores, A. P.; Brodbelt, D. C.; Owen, M. R.; Draper, E. R. C. Regional load bearing of the canine acetabulum. *J. Biomech.* 2007, doi:10.1016/j.jbiomech.2007.06.026.
89. DiZerega, G. S.; Traylor, M. M.; Alphonso, L. S.; Falcone, S. J. Use of Temporary Implantable Biomaterials to Reduce Leg Pain and Back Pain in Patients with Sciatica and Lumbar Disc Herniation. *Materials (Basel)*. 2010, *3*, 3331–3368, doi:10.3390/ma3053331.
90. Denozière, G. Numerical modeling of a ligamentous lumbar motion segment. 2004, 165.
91. González Gutiérrez, R. A. Biomechanical study of intervertebral disc degeneration, 2012.
92. Iatridis, J. C.; Setton, L. A.; Foster, R. J.; Rawlins, B. A.; Weidenbaum, M.; Mow, V. C. Degeneration affects the anisotropic and nonlinear behaviors of human annulus fibrosus in compression. *J. Biomech.* 1998, *31*, 535–544, doi:10.1016/S0021-9290(98)00046-3.
93. Rostedt, M.; Ekström, L.; Broman, H.; Hansson, T. Axial stiffness of human lumbar motion segments, force dependence. *J. Biomech.* 1998, *31*, 503–509, doi:10.1016/S0021-9290(98)00037-2.
94. Liu, Y. K.; Ray, G.; Hirsch, C. The resistance of the lumbar spine to direct shear. *Orthop. Clin. North Am.* 1975, *6*, 33–49.
95. Gardner-Morse, M. G.; Stokes, I. A. F. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *J. Biomech.* 2004, *37*, 205–212, doi:10.1016/j.jbiomech.2003.10.003.
96. Berkson, M. H.; Nachemson, A. L.; Schultz, A. B. Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments. Part II: Responses in Compression and Shear; Influence of Gross Morphology. *J. Biomech. Eng.* 1979, *101*, 53.
97. Schultz, A. B.; Warwick, D. N.; Berkson, M. H.; Nachemson, A. L. Mechanical Properties of Human Lumbar Spine Motion Segments—Part I: Responses in Flexion, Extension, Lateral Bending, and Torsion. *J. Biomech. Eng.* 1979, *101*, 46–52, doi:10.1115/1.3426223.
98. Guan, Y.; Yoganandan, N.; Zhang, J.; Pintar, F. A.; Cusick, J. F.; Wolfla, C. E.; Maiman, D. J. Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2006, *44*, 633–641, doi:10.1007/s11517-006-0066-9.
99. Shirazi-Adl, S. A.; Shrivastava, S. C.; Abdul M., A. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study 1984.
100. Fuerte Hernández, A. Caracterización de Vértebras Porcinas para su uso en Aplicaciones Biomecánicas, México, 2010.
101. Lostado, R.; Martínez-De-Pison, F. J.; Pernia, A.; Alba, F.; Blanco, J. Combining regression trees and the finite element method to define stress models of highly non-linear mechanical systems. *J. Strain Anal. Eng. Des.* 2009, *44*, 491–502, doi:10.1243/03093247JSA497.
102. Belytschko, T.; Kulak, R.; Schultz, A.; Galante, J. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *J. Biomech.* 1974.
103. Kulak, R. F.; Belytschko, T. B.; Schultz, A. B.; Galante, J. O. Nonlinear behavior of the human intervertebral disc under axial load. *J. Biomech.* 1976.
104. Yang, K.; King, A. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1984.
105. Schmidt, H.; Heuer, F.; Simon, U.; Kettler, A. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical* 2006.
106. Ezquerro, F.; Vacas, F. G.; Postigo, S.; Prado, M.; Simón, A. Calibration of the finite element model of a lumbar functional spinal unit using an optimization technique based on differential evolution. *Med. Eng. Phys.* 2011, doi:10.1016/j.medengphy.2010.09.010.
107. Schmidt, H.; Heuer, F.; Simon, U.; Kettler, A.; Rohlmann, A.; Claes, L.; Wilke, H. J. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a

- human lumbar annulus fibrosus. *Clin. Biomech.* 2006, 21, 337–344, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.12.001.
108. Somovilla Gómez, F.; Lostado Lorza, R.; Fernandez Martinez, Roberto Corral Bobadilla, M.; Escribano García, R. A Proposed Methodology for Setting the Finite Element Models Based on Healthy Human Intervertebral Lumbar Discs. *Int. Conf. Hybrid Artif. Intell. Syst.* (pp. 621–633). Springer Int. Publ. 2016.
109. White, A. A.; Panjabi, M. M. *Clinical Biomechanics of the Spine; second edition*; 1990; ISBN 0397507208.
110. Hirsch, C.; Nachemson, A. New observations on the mechanical behavior of lumbar discs. *Acta Orthop. Scand.* 1954, 23, 254–283, doi: 10.3109/17453675408991217.
111. Brinckmann, P. Injury of the annulus fibrosus and disc protrusions. An in vitro investigation on human lumbar discs. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1986, 11, 149–53.
112. Brinckmann, P.; Horst, M. The influence of vertebral body fracture, intradiscal injection, and partial discectomy on the radial bulge and height of human lumbar discs. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1985, 10, 138–45.
113. Klein, J. A.; Hickey, D. S.; Hukins, D. W. L. Radial bulging of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc. *J. Biomech.* 1983, 16, 211–217, doi: 10.1016/0021-9290(83)90128-8.
114. Reuber, M.; Schultz, A.; Denis, F.; Spencer, D. Bulging of Lumbar intervertebral disks. *J. Biomech. Eng.* 1982, 104, 187.
115. Brinckmann, P.; Grootenboer, H. Change of Disc Height, Radial Disc Bulge, and Intradiscal Pressure From Discectomy An in Vitro Investigation on Human Lumbar Discs. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1991, 16.
116. Virgin, W. Experimental investigations into the physical properties of the intervertebral disc. *J. Bone Jt. Surgery, Br. Vol.* 1951, 33B, 607–611.
117. Somovilla Gómez, F.; Lostado Lorza, R.; Corral Bobadilla, M.; Escribano García, R. Improving the process of adjusting the parameters of finite element models of healthy human intervertebral discs by the multi-response surface method. *Materials (Basel)*. 2017, doi: 10.3390/ma10101116.
118. Guan, Y.; Yoganandan, N.; Moore, J.; Pintar, F. A.; Zhang, J.; Maiman, D. J.; Laud, P. Moment-rotation responses of the human lumbosacral spinal column. *J. Biomech.* 2007, 40, 1975–1980, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.09.027.
119. Baroud, G.; Nemes, J.; Heini, P.; Steffen, T. Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: A finite-element study. *Eur. Spine J.* 2003, doi: 10.1007/s00586-002-0512-9.
120. Shirazi-Adl, A. Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion—mechanics of facet articulation. *J. Biomech.* 1994.
121. Shirazi-Adl, A.; Ahmed, A. M.; Shrivastava, S. C. Mechanical Response of a Lumbar Motion Segment in Axial Torque Alone and Combined with Compression. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1986, 11, 914–927, doi: 10.1097/00007632-198611000-00012.
122. Pitzen, T.; Geisler, F. H.; Matthis, D.; Müller-Storz, H.; Pedersen, K.; Steudel, W. I. The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: A comparison between an intact and a surgically altered motion segment. *Eur. Spine J.* 2001, 10, 23–29, doi: 10.1007/s005860000223.
123. Sharma, M.; Langrana, N.; Rodriguez, J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1995.
124. Tsouknidas, A.; Michailidis, N.; Savvakis, S.; Anagnostidis, K.; Bouzakis, K.; Kapetanios, G. A Finite Element Model Template to Determine the Mechanical Response of a Lumbar Spine Segment Under Complex Loads. *J. Appl. Biomech.* 2012, 28, 448–456, doi: 10.1123/jab.28.4.448.
125. Kim, H.-J. J.; Chun, H.-J. J.; Kang, K.-T. T. Finite Element Analysis for Comparison of Spinous Process Osteotomies Technique with Conventional Laminectomy as Lumbar Decompression Procedure. *Yonsei Med. J.* 2015, 56, 146–153, doi: 10.3349/ymj.2015.56.1.146.
126. Dicko, A. H.; Tong-Yette, N.; Gilles, B.; Faure, F.; Palombi, O. Construction and Validation

- of a Hybrid Lumbar Spine Model For the Fast Evaluation of Intradiscal Pressure and Mobility. *Int. Sci. Index, Med. Heal. Sci.* 2015, 9, 134–145.
127. Ayturk, U. M. Alterations in lumbar spine mechanics due to degenerative disc disease. 2010.
 128. Grauer, J. N.; Biyani, A.; Faizan, A.; Kiapour, A.; Sairyo, K.; Ivanov, A.; Ebraheim, N. A.; Patel, T. C.; Goel, V. K. Biomechanics of two-level Charité artificial disc placement in comparison to fusion plus single-level disc placement combination. *Spine J.* 2006, 6, 659–666, doi:10.1016/j.spinee.2006.03.011.
 129. Dooris, A.; Goel, V.; Grosland, N.; Gilbertson, L. Load-sharing between anterior and posterior elements in a lumbar motion segment implanted with an artificial disc. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 2001.
 130. Smit, T. H.; Odgaard, A.; Schneider, E. Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1997, 22, 2823–33.
 131. González Gutiérrez, R. A.; Rangel Alonso, V.; Gustavo Zambrano Rosas, J. Biomechanics of the Intervertebral Disc in Compression: Experimental and Numerical Study. *J. Mech. Eng. Autom.* 2015, 5, 39–44, doi:10.17265/2159-5275/2015.01.006.
 132. Lavaste, F.; Skalli, W.; Robin, S.; Roy-Camille, R.; Mazel, C. Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine. *J. Biomech.* 1992, 25, 1153–1164, doi:10.1016/0021-9290(92)90071-8.
 133. Schmidt, H.; Kettler, A.; Heuer, F.; Simon, U.; Claes, L.; Wilke, H.-J. Intradiscal Pressure, Shear Strain, and Fiber Strain in the Intervertebral Disc Under Combined Loading. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 2007, 32, 748–755, doi:10.1097/01.brs.0000259059.90430.c2.
 134. Rohlmann, A.; Zander, T.; Bergmann, G. Effects of fusion-bone stiffness on the mechanical behavior of the lumbar spine after vertebral body replacement. *Clin. Biomech.* 2006, 21, 221–227, doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.10.012.
 135. Rohlmann, A.; Zander, T.; Schmidt, H.; Wilke, H.-J.; Bergmann, G. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *J. Biomech.* 2006, 39, 2484–2490, doi:10.1016/j.jbiomech.2005.07.026.
 136. Ibarz, E.; Herrera, A.; Más, Y.; Rodríguez-Vela, J.; Cegoñino, J.; Puértolas, S.; Gracia, L. Development and kinematic verification of a finite element model for the lumbar spine: Application to disc degeneration. *Biomed Res. Int.* 2013, 2013.
 137. Lu, Y. M. M.; Hutton, W. C. C.; Gharpuray, V. M. M. Do bending, twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1996, 21, 2570–9, doi:10.1097/00007632-199611150-00006.
 138. Martínez, J. B.; Oloyede, V. O. A.; Broom, N. D. Biomechanics of load-bearing of the intervertebral disc: an experimental and finite element model. *Med. Eng. Phys.* 1997, 19, 145–156, doi:10.1016/S1350-4533(96)00056-2.
 139. Denozière, G.; Ku, D. N. Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc. *J. Biomech.* 2006, 39, 766–775, doi:10.1016/j.jbiomech.2004.07.039.
 140. Dietrich, M.; Kedzior, K.; Zagrajek, T. A biomechanical model of the human spinal system. *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* 1991, 205, 19–26, doi:10.1243/PIME_PROC_1991_205_257_02.
 141. Eberlain, R.; Holzappel, G. A.; Shulze-Bauer, C. A. J. An Anisotropic Model for Annulus Tissue and Enhanced Finite Element Analyses of Intact Lumbar Disc Bodies. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2001, doi:10.1080/10255840108908005.
 142. Vossen, B. Volumetric locking in finite elements. 2008, 26.
 143. van der Veen, A. J.; Mullender, M. G.; Kingma, I.; van, J. H.; Smit, T. H. Contribution of vertebral bodies, endplates, and intervertebral discs to the compression creep of spinal motion segments. *J. Biomech.* 2008, 41, 1260–1268, doi:10.1016/j.jbiomech.2008.01.010.
 144. Natarajan, R. N.; Andersson, G. B. The influence of lumbar disc height and cross-sectional area on the mechanical response of the disc to physiologic loading. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1999, 24, 1873–81.
 145. Shirazi-Adl, S. A.; Shrivastava, S. C.; Ahmed, A. M. A 3-D Nonlinear Finite Element

- Analysis of a Lumbar Disc with annulus modelled as a composite. In *1983 Biomechanics Symposium: presented at the Applied Mechanics, Bioengineering, and Fluids Engineering Conference, Houston, Texas, June 19-22, 1983*; 1983; p. 141.
146. Zhou, S. H.; McCarthy, I. D.; A.H., M. Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae-analysis of data from digitised CT images. *2000*, *9(3)*, 242-248.
 147. Panjabi, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement, 1992, Vol. 5.
 148. Eijkelkamp, M. F. On the development of an artificial intervertebral disc. 2002.
 149. Nissan, M.; Gilad, I. Dimensions of human lumbar vertebrae in the sagittal plane. *J. Biomech.* 1986, *19*, 753-758, doi:10.1016/0021-9290(86)90198-3.
 150. Tibrewal, S. B.; Pearcy, M. J. Lumbar intervertebral disc heights in normal subjects and patients with disc herniation. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1985, *10*, 452-4.
 151. Wolf, A.; Shoham, M.; Michael, S.; Moshe, R. Morphometric Study of the Human Lumbar Spine for Operation-Workspace Specifications. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 2001, *26*, 2472-2477.
 152. Amonoo-Kuofi, H. S. Morphometric changes in the heights and anteroposterior diameters of the lumbar intervertebral discs with age. *J. Anat* 1991, *175*, 159-168.
 153. Weisse, B.; Aiyangar, a. K.; Affolter, C.; Gander, R.; Terrasi, G. P.; Ploeg, H. Determination of the translational and rotational stiffnesses of an L4-L5 functional spinal unit using a specimen-specific finite element model. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2012, *13*, 45-61, doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.04.002.
 154. Fisher, R. A. Design of Experiments. 1938.
 155. Somovilla-Gómez, F.; Lostado-Lorza, R.; Corral-Bobadilla, M.; Escribano-García, R. Improvement in determining the risk of damage to the human lumbar functional spinal unit considering age, height, weight and sex using a combination of FEM and RSM. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2019, doi:10.1007/s10237-019-01215-4.
 156. Hoffler, C. E.; Moore, K. E.; Kozloff, K.; Zysset, P. K.; Goldstein, S. A. Age, gender, and bone lamellae elastic moduli. *J. Orthop. Res.* 2000, doi:10.1002/jor.1100180315.
 157. Goel, V.; Monroe, B.; Gilbertson, L.; Brinckmann, P. *Interlaminar Shear Stresses and Laminae Separation in a Disc.Pdf*, 1995;
 158. Homminga, J.; McCreadie, B. ; Ciarelli, T. ; Weinans, H.; Goldstein, S. ; Huiskes, R. Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level. *Bone* 2002, *30*, 759-764, doi:10.1016/S8756-3282(02)00693-2.
 159. Ritzel, H.; Amling, M.; Pösl, M.; Hahn, M.; Delling, G. The Thickness of Human Vertebral Cortical Bone and its Changes in Aging and Osteoporosis: A Histomorphometric Analysis of the Complete Spinal Column from Thirty-Seven Autopsy Specimens. *J. Bone Miner. Res.* 1997, *12*, 89-95, doi:10.1359/jbmr.1997.12.1.89.
 160. Kurutz, M.; Donáth, J.; Gálos, M.; Varga, P.; Fornet, B. Age- and sex-related regional compressive strength characteristics of human lumbar vertebrae in osteoporosis. *J. Multidiscip. Healthc.* 1993, doi:10.2147/JMDH.S4103.
 161. Keaveny, T.; Of, W. H.-J.; 1993, U. A 20-year perspective on the mechanical properties of trabecular bone. 1993.
 162. Kurutz, M.; Oroszváry, L. Finite element analysis of weightbath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase. *J. Biomech.* 2010, doi:10.1016/j.jbiomech.2009.10.004.
 163. Gómez-Ambrosi, J.; Silva, C.; Galofré, J. C.; Escalada, J.; Santos, S.; Millán, D.; Vila, N.; Ibáñez, P.; Gil, M. J.; Valentí, V.; Rotellar, F.; Ramírez, B.; Salvador, J.; Frühbeck, G. Body mass index classification misses subjects with increased cardiometabolic risk factors related to elevated adiposity. *Int. J. Obes.* 2012, doi:10.1038/ijo.2011.100.
 164. Lu, J. L.; Molnar, M. Z.; Naseer, A.; Mikkelsen, M. K.; Kalantar-Zadeh, K.; Kovesdy, C. P. Association of age and BMI with kidney function and mortality: A cohort study. *Lancet Diabetes Endocrinol.* 2015, doi:10.1016/S2213-8587(15)00128-X.
 165. Rinella, M. E.; Alonso, E.; Rao, S.; Whittington, P.; Fryer, J.; Abecassis, M.; Superina, R.; Flamm, S. L.; Blei, A. T. Body mass index as as a predictor of hepatic steatosis in living

- liver donors. *Liver Transplant*. 2001, doi:10.1053/jlts.2001.23787.
166. Rogers, M. W.; Wilder, F. V. The association of BMI and knee pain among persons with radiographic knee osteoarthritis: A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet. Disord*. 2008, doi:10.1186/1471-2474-9-163.
167. Liuke, M.; Solovieva, S.; Lamminen, A.; Luoma, K.; Leino-Arjas, P.; Luukkonen, R.; Riihimäki, H. Disc degeneration of the lumbar spine in relation to overweight. *Int. J. Obes*. 2005, doi:10.1038/sj.ijo.0802974.
168. Markolf, K. L. Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads: a biomechanical study using autopsy material. *J. Bone Joint Surg. Am*. 1972, 54, 511–33.
169. Miller, J. A. A.; Schultz, A. B.; Warwick, D. N.; Spencer, D. L. Mechanical properties of lumbar spine motion segments under large loads. *J. Biomech*. 1986, 19, 79–84, doi:10.1016/0021-9290(86)90111-9.
170. Rohlmann, A.; Zander, T.; Schmidt, H.; Wilke, H.-J.; Bergmann, G. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *J. Biomech*. 2006, 39, 2484–2490, doi:10.1016/j.jbiomech.2005.07.026.
171. Panjabi, M. M.; Krag, M. H.; Chung, T. Q. Effects of Disc Injury on Mechanical Behavior of the Human Spine. *Spine J*. 1984, 9(7), 707-.
172. White, A. A.; Panjabi, M. M. The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1978, 3, 12–20.
173. Heuer, F.; Schmidt, H.; Wilke, H. J. Stepwise reduction of functional spinal structures increase disc bulge and surface strains. *J. Biomech*. 2008, doi:10.1016/j.jbiomech.2008.03.023.
174. 3DSSP 3D Static Strength Prediction Program™ 7.0.5. University of Michigan: Center of Ergonomics 2019.
175. Tanz, S. S. Motion of the lumbar spine a roentgenologic study. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med* 1953, 69, 399–412.
176. Kapandji, A. I. Fisiología articular. Tomo 3. Tronco y Raquis. In *Fisiología articular. Tomo 3. Tronco y Raquis.*; 1998 ISBN 8479033762.
177. Brouwer, P. A.; Peul, W. C.; Brand, R.; Arts, M. P.; Koes, B. W.; Van Den Berg, A. A.; Van Buchem, M. A. Effectiveness of percutaneous laser disc decompression versus conventional open discectomy in the treatment of lumbar disc herniation; Design of a prospective randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet. Disord*. 2009, doi:10.1186/1471-2474-10-49.
178. Lan, C.-C.; Kuo, C.-S.; Chen, C.-H.; Hu, H.-T. Finite element analysis of biomechanical behavior of whole thoraco-lumbar spine with ligamentous effect. *Chang. J. Med*. 2013, 11, 26–41.
179. Moore, K. L.; Agur, A. M. R.; Dalley, A. F. *Essential clinical anatomy*; Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, 2002; Vol. 469; .
180. Ombregt, L. *A System of Orthopaedic Medicine-E-Book*; Elsevier Health Sciences, 2013;
181. Saló i Bru, G.; Cáceres Palou, E. **Anàlisi biomecànica amb un model d'elements finits de la corporectomia vertebral lumbar utilitzant al·loempelts estructurals**; Universitat Autònoma de Barcelona, 2006;
182. Chen, H.; Zhou, X.; Fujita, H.; Onozuka, M.; Kubo, K. Y. Age-related changes in trabecular and cortical bone microstructure. *Int. J. Endocrinol*. 2013, doi:10.1155/2013/213234.
183. Christiansen, B. A.; Kopperdahl, D. L.; Kiel, D. P.; Keaveny, T. M.; Bouxsein, M. L. Mechanical contributions of the cortical and trabecular compartments contribute to differences in age-related changes in vertebral body strength in men and women assessed by QCT-based finite element analysis. *J. Bone Miner. Res*. 2011, 26, 974–983, doi:10.1002/jbmr.287.
184. Ebbesen, E. N.; Thomsen, J. S.; Beck-Nielsen, H.; Nepper-Rasmussen, H. J.; Mosekilde, L. Age- and Gender-Related Differences in Vertebral Bone Mass, Density, and Strength. *J. Bone Miner. Res*. 1999, 14, 1394–1403, doi:10.1359/jbmr.1999.14.8.1394.
185. Niosi, C. A.; Oxland, T. R. Degenerative mechanics of the lumbar spine. *Spine J*. 2004, 4,

- S202–S208, doi:10.1016/J.SPINEE.2004.07.013.
186. Mimura, M.; Panjabi, M. M.; Oxland, T. R.; Crisco, J. J.; Yamamoto, I.; Vasavada, A. Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1994, 19, 1371–80.
 187. Krismer, M.; Haid, C.; Behensky, H.; Kapfinger, P.; Landauer, F.; Rachbauer, F. Motion in lumbar functional spine units during side bending and axial rotation moments depending on the degree of degeneration. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 2000, doi:10.1097/00007632-200008150-00004.
 188. Fujiwara, A.; Lim, T. H.; An, H. S.; Tanaka, N.; Jeon, C. H.; Andersson, G. B.; Haughton, V. M. The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 2000, 25, 3036–44.
 189. Papadakis, M.; Sapkas, G.; Papadopoulos, E. C.; Katonis, P. Pathophysiology and biomechanics of the aging spine. *Open Orthop. J.* 2011, 5, 335–42, doi:10.2174/1874325001105010335.
 190. **Adams, M. A.; McNally, D. S.; Dolan, P. "Stress" distributions inside intervertebral discs. The effects of age and degeneration. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1996, 78, 965–972.**
 191. Adams, M. A.; Dolan, P. Spine biomechanics. *J. Biomech.* 2005, 38, 1972–1983, doi:10.1016/J.JBIOMECH.2005.03.028.
 192. Polikeit, A.; Nolte, L. P.; Ferguson, S. J. Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit. *J. Biomech.* 2004, 37, 1061–1069, doi:10.1016/J.JBIOMECH.2003.11.018.
 193. Thompson, D. M. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*; Physical Therapy, 2003; ISBN 0-7808-0612-3.
 194. Yamamoto, I.; Panjabi, M. M.; Crisco, T.; Oxland, T. Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1989, 14, 1256–60.
 195. **Dvořák, J.; Panjabi, M. M.; Chang, D. G.; Theiler, R.; Grob, D. Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine: Flexion-extension and lateral bending. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1991, 16, 562–571, doi:10.1097/00007632-199105000-00014.**
 196. Pearcy, M.; Portek, I.; Shepherd, J. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1984, 9, 294–7.
 197. Intolo, P.; Milosavljevic, S.; Baxter, D. G.; Carman, A. B.; Pal, P.; Munn, J. The effect of age on lumbar range of motion: A systematic review. *Man. Ther.* 2009, 14, 596–604, doi:10.1016/J.MATH.2009.08.006.
 198. Gregersen, G. G.; Lucas, D. B. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1967, doi:10.2106/00004623-196749020-00003.
 199. Lucas; D.B. Stability of ligamentous spine. *Biomech. Lab. Rep.* 1961, 40.
 200. Miralles, R.; Puig, M. Clínica del Apartado Locomotor. 1998.
 201. Haughton, V. M.; Hong Lim, T.; An, H. Intervertebral Disk Appearance Correlated with Stiffness of Lumbar Spinal Motion Segments. *AJNR Am J Neuroradiol* 1999, 20, 1161–1165.
 202. Berry, J. L.; Moran, J. M.; Berg, W. S.; Steffee, A. D. A morphometric study of human lumbar and selected thoracic vertebrae. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1987, doi:10.1097/00007632-198705000-00010.
 203. Gilad, I.; Nissan, M. A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1986, doi:10.1097/00007632-198603000-00010.
 204. Gallagher, J. C.; Hedlund, L. R.; Stoner, S.; Meeger, C. Vertebral morphometry: normative data. *Bone Miner.* 1988, 4, 189–96.
 205. Davies, K. M.; Recker, R. R.; Heaney, R. P. Normal vertebral dimensions and normal variation in serial measurements of vertebrae. *J. Bone Miner. Res.* 2009, 4, 341–349, doi:10.1002/jbmr.5650040308.
 206. Panjabi, M. M.; Takata, K.; Goel, V. K.; Federico, D.; Oxland, T.; Duranceau, J.; Krag, M. Thoracic Human vertebrae - quantitative Three Dimension Anatomy. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1990.

207. Panjabi, M. M.; Goel, V.; Oxland, T.; Takata, K.; Duranceau, J.; Krag, M.; Price, M. Human lumbar vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1992, doi: 10.1097/00007632-199203000-00010.
208. González Guitiérrez, R. A. Biomechanical study of intervertebral disc degeneration. 2012.
209. Bernick, S.; Cailliet, R. Vertebral end-plate changes with aging of human vertebrae. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1982, doi: 10.1097/00007632-198203000-00002.
210. Wherry, R. Sawbones Available online: <https://www.sawbones.com/> (accessed on May 27, 2019).
211. Friberg, S.; Hirsch, C. Anatomical and Clinical Studies on Lumbar Disc Degeneration. *Acta Orthop. Scand*. 1949, 19(2), 222–242, doi: 10.3109/17453674908991095.
212. Heuer, F.; Schmidt, H.; Claes, L.; Wilke, H.-J.; Klezl, Z.; Claes, L.; Wilke, H.-J. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J. Biomech*. 2007, 40.
213. Tencer, A. F.; Ahmed, A. M.; Burke, D. L. Some Static Mechanical Properties of the Lumbar Intervertebral Joint, Intact and Injured. *J. Biomech. Eng.* 1982, 104, 193, doi: 10.1115/1.3138348.
214. Lee, C. K.; Goel, V. K. Artificial disc prosthesis: Design concepts and criteria. *Spine J.* 2004, 4(6), S209–S2018.
215. Van den Broek, P. R.; Huyghe, J. M.; Wilson, W.; Ito, K. Design of next generation total disk replacements. *J. Biomech*. 2012, 45, 134–140.
216. Hsu, C. C. Shape optimization for the subsidence resistance of an interbody device using simulation-based genetic algorithms and experimental validation. *J. Orthop. Res.* 2013, doi: 10.1002/jor.22317.
217. Panjabi, M. M.; Brand, R. A.; White, A. A. Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1976, 58, 642–52.
218. Tsouknidas, A.; Michailidis, N.; Savvakis, S.; Anagnostidis, K.; Bouzakis, K.; Kapetanios, G. A Finite Element model Technique to Determine the Mechanical Response of a Lumbar Spine Segment Under Complex Loads. 2012, 448–456.
219. 3D Static Strength Prediction Program. *J. Occup. Environ. Med.* 1996, 38, 101.
220. Fernandez Martinez, R.; Okariz, A.; Ibarretxe, J.; Iturrondobeitia, M.; Guraya, T. Use of decision tree models based on evolutionary algorithms for the morphological classification of reinforcing nano-particle aggregates. *Comput. Mater. Sci.* 2014, doi: 10.1016/j.commatsci.2014.05.038.
221. Lorza, R. L.; Gomez, F. S.; Martinez, R. F.; Garcia, R. E.; Bobadilla, M. C. *Improvement in the process of designing a new artificial human intervertebral lumbar disc combining soft computing techniques and the finite element method*; 2017; Vol. 527; ISBN 9783319473635.



**UNIVERSIDAD
DE LA RIOJA**



campus
iberus